

UNIVERSIDAD CARLOS III

Escuela Politécnica Superior

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática



Diseño y aplicación de un actuador SMA en el control de manos robóticas

PROYECTO FIN DE CARRERA

INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL EN ELECTRÓNICA INDUSTRIAL

Autor: Álvaro Villoslada Peciña
Tutores: D. Javier González-Quijano Álvarez
Dr. Mohamed Abderrahim Fichouche

Noviembre 2010



Agradecimientos.

Quisiera agradecer a las personas que se citan a continuación su apoyo y dedicación, gracias a los cuales ha sido menos duro superar este último escollo para obtener finalmente el título de Ingeniero.

Primero quiero agradecer a mi tutor, Javier González-Quijano, el haberme descubierto este sorprendente material que es el nitinol. También he de agradecerle el tiempo que me ha dedicado durante todos estos meses, tiempo que le he robado de su propia tesis doctoral. La confianza e interés que ha mostrado con respecto a mi trabajo han sido una motivación más para llevar el proyecto a buen término.

También quisiera agradecer a Mohamed Abderrahim la confianza depositada en mi y en mi trabajo, y el haberme permitido trabajar en su laboratorio en un campo tan apasionante como es el de la investigación.

Por supuesto, he de dar mi más sincero agradecimiento a los técnicos de laboratorio, Fernando y Ángela, por su amabilidad y simpatía dentro y fuera del laboratorio, así como por darme ideas y echarme una mano siempre que lo he necesitado.

A mi compañero Andrés he de darle las gracias y la enhorabuena, por haberse enfrentado desde cero al diseño de un prototipo básico de sistema de actuación basado en SMA, a partir del cual se ha desarrollado el presente sistema.

Por último, he de agradecer a mis padres y a mi hermano el apoyo que me han dado a lo largo de todos estos meses, que aunque haya sido desde la distancia, se ha sentido como si estuvieran conmigo. Si no fuera por ellos, habría tirado la toalla en más de una ocasión.

Mis más sentidas gracias a todos.



Índice

1. Resumen.....	15
2. Introducción.....	17
2.1. Motivación.....	17
2.1.1. El proyecto HANDLE.....	19
2.2. Objetivos.....	20
2.3. Manos robóticas.....	21
2.3.1. Handyman.....	21
2.3.2. Mano Utah/MIT.....	22
2.3.3. BarrettHand.....	22
2.3.4. Mano Robonaut.....	23
2.3.5. Mano Sheffield.....	23
2.3.6. Shark Hand.....	24
2.3.7. Shadow Hand.....	25
2.3.8. Prótesis i-LIMB.....	25
2.4. Aleaciones con memoria de forma (SMA).....	26
2.4.1. Historia.....	26
2.4.2. Fundamentos del funcionamiento del nitinol.....	28
2.4.3. Propiedades del nitinol.....	30
2.4.4. Ventajas y desventajas de las SMA.....	32
2.5. Flexinol.....	34
3. Estado del arte.....	41
3.1. Introducción.....	41
3.2. Primeras investigaciones.....	41
3.3. Usos en el campo de la medicina.....	42
3.4. Usos en el campo de la energía.....	45
3.5. Usos en el campo de los actuadores.....	46
3.5.1. Actuadores de sistemas robóticos.....	48
3.6. Microdispositivos.....	54
3.7. Conclusiones.....	55
4. Diseño e implementación.....	57
4.1. Estructura de refrigeración.....	59
4.1.1. Actuador y muelle.....	59
4.1.2. Polea, eje y rodamientos.....	61

4.1.3. Material de la estructura.....	64
4.1.4. Líquido refrigerante.....	64
4.2. Sistema electrónico.....	65
4.2.1. Especificaciones del sistema electrónico.....	66
4.2.2. Dedo.....	67
4.2.3. Circuito de conmutación.....	69
4.2.3.1. Fundamentos de funcionamiento.....	69
4.2.3.2. Esquemático del circuito.....	73
4.2.3.3. Simulaciones.....	74
· Corriente.....	74
· Potencia.....	82
· Frecuencia.....	86
4.2.3.4. Diseño de la placa del circuito.....	87
4.2.4. Microcontrolador.....	91
4.2.5. Interfaz PC-microcontrolador.....	94
4.2.5.1. Esquemático del circuito.....	95
4.2.5.2. Diseño de la placa del circuito.....	96
4.2.6. Buffers.....	96
4.2.6.1. Esquemático del circuito.....	98
4.2.6.2. Diseño de la placa del circuito.....	99
4.3. Software del sistema.....	100
4.3.1. Algoritmo de control.....	100
4.3.2. Programa del microcontrolador.....	104
4.3.2.1. Comunicación PC-microcontrolador.....	104
4.3.2.2. Generación de las señales de control.....	106
5. Pruebas experimentales.....	109
5.1. Pruebas del sistema electrónico.....	109
5.1.1. Generación correcta de la señal PWM.....	109
5.1.2. Pruebas de la frecuencia de operación.....	111
5.1.3. Variación del consumo de potencia al usar refrigerante.....	112
5.2. Pruebas del sistema mecánico.....	113
5.2.1. Configuración 1.....	114
5.2.2. Configuración 2.....	116
5.2.3. Configuración 3.....	117
5.3. Pruebas de la respuesta en frecuencia.....	118

5.3.1. Sin refrigerante.....	118
5.3.2. Con refrigerante.....	120
5.3.3. Estudio del efecto de la temperatura del refrigerante en la frecuencia.....	123
5.4. Pruebas de control.....	127
5.4.1. Sin refrigerante.....	127
5.4.1.1. Control proporcional.....	127
5.4.1.2. Control proporcional-derivativo.....	128
5.4.2. Con refrigerante.....	129
5.4.2.1. Control proporcional.....	130
5.4.2.2. Control proporcional-derivativo.....	131
5.4.2.3. Control proporcional con estimación futura del error.....	133
6. Conclusiones y futuros desarrollos.....	137
6.1. Conclusiones.....	137
6.2. Trabajos futuros.....	138
7. Bibliografía.....	141
8. Anexos.....	149
8.1. Presupuesto.....	149
8.2. Software empleado.....	150
8.3. Código C del programa del PIC32.....	150
8.4. Código del algoritmo de control de MATLAB.....	154
8.5. Fotolitos de las placas electrónicas.....	157
8.6. Hojas de características.....	160

Índice de figuras

Fig. 1. Handyman de General Electric.....	21
Fig. 2. Mano Utah/MIT.....	22
Fig. 3. BarrettHand realizando distintos tipos de agarre.....	23
Fig. 4. Mano Robonaut.....	23
Fig. 5. Mano Sheffield.....	24
Fig. 6. Shark Hand de Intel.....	24
Fig. 7. Shadow Hand.....	25
Fig. 8. Prótesis i-LIMB.....	26
Fig. 9. Fases de un SMA [12].....	28
Fig. 10. Histéresis de temperatura del nitinol.....	29
Fig. 11. Histéresis de desplazamiento del nitinol.....	30
Fig. 12. Configuración Flexinol-muelle.....	36
Fig. 13. Histéresis de deformación.....	36
Fig. 14. Filtro sanguíneo del Dr. Simon.....	44
Fig. 15. Motor térmico con actuadores de nitinol.....	45
Fig. 16. Actuador de alto rendimiento de Reynaerts y Van Brussel.....	51
Fig. 17. Array de válvulas de nitinol.....	54
Fig. 18. Esquema del sistema completo de actuación.....	58
Fig. 19. Estructura de refrigeración.....	59
Fig. 20. Terminal de enganche del alambre.....	60
Fig. 21. Muelles utilizados en el sistema.....	60
Fig. 22. Ganchos de sujeción para los muelles.....	61
Fig. 23. Estructura de refrigeración, vista superior.....	61
Fig. 24. Ejes de 2.38x50 mm.....	62
Fig. 25. Rodamientos.....	62
Fig. 26. Poleas.....	63
Fig. 27. Músculos sumergidos en aceite.....	65
Fig. 28. Diagrama de bloques del sistema.....	66
Fig. 29. El dedo de la Shadow Hand.....	68
Fig. 30. El dedo con los tendones saliendo de su parte posterior.	68
Fig. 31. Detalle del conector de las salidas de los sensores de efecto hall situados en las articulaciones del dedo.....	69

Fig. 32. Conmutación del transistor de la zona de corte a la zona de saturación.....	70
Fig. 33. Corriente media para $D = 0.9$	71
Fig. 34. Corriente media para $D = 0.5$	71
Fig. 35. Corriente media para $D = 0.1$	72
Fig. 36. Relación IDS-VDS.....	73
Fig. 37. Esquemático teórico del circuito de conmutación.....	73
Fig. 38. I para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 1$, $f = 50\text{KHz}$	75
Fig. 39. I para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 0.5$, $f = 50\text{KHz}$	76
Fig. 40. I para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 0.1$, $f = 50\text{KHz}$	77
Fig. 41. Consumo máximo de corriente de la fuente de alimentación para $\varnothing = 0.51\text{mm}$	78
Fig. 42. I para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 1$, $f = 50\text{KHz}$	79
Fig. 43. I para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 0.5$, $f = 50\text{KHz}$	80
Fig. 44. I para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 0.1$, $f = 50\text{KHz}$	81
Fig. 45. Consumo máximo de corriente de la fuente de alimentación para $\varnothing = 0.25\text{mm}$	82
Fig. 46. P para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 0.5$, $f = 50\text{KHz}$	83
Fig. 47. P para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 0.5$, $f = 50\text{KHz}$	83
Fig. 48. Circuito térmico equivalente del IRF530.....	84
Fig. 49. Disipador 18.203 de Daher.....	85
Fig. 50. Relación P disipada normalizada- T_c	85
Fig. 51. Respuesta en frecuencia para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 1$	86
Fig. 52. Respuesta en frecuencia para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 1$	87
Fig. 53. Layout del circuito de alimentación.....	88
Fig. 54. Esquemático real del prototipo definitivo del circuito de conmutación.....	89
Fig. 55. Medidas de los bloques de bornes (en mm).....	90
Fig. 56. Ubicación de los componentes en la placa.....	90
Fig. 57. Rutado de la placa, capas inferior y superior respectivamente.....	91
Fig. 58. PIC32 starter kit.....	92
Fig. 59. I/O expansion board.....	93
Fig. 60. PICTail plus daughter board.....	93
Fig. 61. Diagrama de conexiones para una comunicación serie entre un microcontrolador y un PC a través del puerto RS-232.....	94
Fig. 62. Esquemático del circuito adaptador de niveles.....	95

Fig. 63. Layout del circuito adaptador de niveles.....	96
Fig. 64. Rutado de la placa, capas inferior y superior respectivamente.....	96
Fig. 65. Relación IDS-VDS.....	97
Fig. 66. Esquemático del circuito amplificador.....	98
Fig. 67. Layout del circuito amplificador.....	99
Fig. 68. Rutado de la placa, capas inferior y superior respectivamente.....	99
Fig. 69. Diagrama de flujo del algoritmo de control proporcional.	101
Fig. 70. Diagrama de flujo del algoritmo de control derivativo.	102
Fig. 71. Diagrama de flujo del algoritmo de control con estimación del error.....	103
Fig. 72. Diagrama de flujo de la función dataProcess.....	105
Fig. 73. Señales de control con distintos ciclos de trabajo.....	106
Fig. 74. Diagrama de flujo de la función pwmGen.....	108
Fig. 75. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 0.2$	109
Fig. 76. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 0.4$	110
Fig. 77. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 0.6$	110
Fig. 78. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 0.8$	110
Fig. 79. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 1.0$	111
Fig. 80. Salidas para $D = 0.5$. $f = 1$ KHz.....	111
Fig. 81. Salidas para $D = 0.5$. $f = 10$ KHz.....	112
Fig. 82. Salidas para $D = 0.5$. $f = 50$ KHz.....	112
Fig. 83. Configuración 1.....	114
Fig. 84. Utilización de varias poleas para emplear alambres largos en espacios reducidos.....	115
Fig. 85. Configuración 2.....	116
Fig. 86. Configuración 3.....	117
Fig. 87. Configuración de doble músculo sin muelle.....	118
Fig. 88. Desplazamiento para $20^{\circ} \pm 20^{\circ}$, $f = 0.02$ Hz.....	119

Fig. 89. Desplazamiento para $20^{\circ} \pm 20^{\circ}$, $f = 0.015$ Hz.....	119
Fig. 90. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 2^{\circ}$, $f = 0.25$ Hz.....	120
Fig. 91. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 10^{\circ}$, $f = 0.22$ Hz.....	121
Fig. 92. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 15^{\circ}$, $f = 0.17$ Hz.....	121
Fig. 93. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 20^{\circ}$, $f = 0.15$ Hz.....	122
Fig. 94. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $f = 0.1$ Hz.....	122
Fig. 95. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $T^a = 22^{\circ}\text{C}$, $f = 0.16$ Hz.	123
Fig. 96. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $T^a = 30^{\circ}\text{C}$, $f = 0.081$ Hz.	124
Fig. 97. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $T^a = 35^{\circ}\text{C}$, $f = 0.071$ Hz.	124
Fig. 98. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $T^a = 40^{\circ}\text{C}$, $f = 0.054$ Hz.	125
Fig. 99. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $T^a = 46^{\circ}\text{C}$, $f = 0.039$ Hz.	125
Fig. 100. Variación de la frecuencia para varias temperaturas y amplitudes.....	126
Fig. 101. Respuesta para $k_p = 0.1$	127
Fig. 102. Respuesta para $k_p = 0.02$	128
Fig. 103. Respuesta para $k_p = 0.2$, $k_D = 0.1$	129
Fig. 104. Respuesta para $k_p = 0.05$, $k_D = 0.5$	129
Fig. 105. Respuesta para $k_p = 0.1$	130
Fig. 106. Respuesta para $k_p = 0.06$	131
Fig. 107. Respuesta para $k_p = 0.1$, $k_D = 0.5$	132
Fig. 108. Respuesta para $k_p = 0.1$, $k_D = 0.1$	132
Fig. 109. Respuesta para $k_P = 0.1$, $k_D = 0.5$, umbral = 2° , ref = 60°	133
Fig. 110. Respuesta para $k_P = 0.2$, $k_D = 0.5$, umbral = 2° , ref = 60°	134
Fig. 111. Respuesta para $k_P = 0.2$, $k_D = 0.5$, umbral = 2° , ref = 40°	134
Fig. 112. Respuesta para $k_P = 0.2$, $k_D = 0.5$, umbral = 1° , ref = 10°	135

Índice de tablas

Tabla 1. Comparativa de las principales SMA.....	27
Tabla 2. Características del nitinol.....	31
Tabla 3. Propiedades físicas del Flexinol.....	34
Tabla 4. Valores de algunos parámetros del Flexinol.....	37
Tabla 5. Efectos relativos de los métodos de refrigeración.....	39
Tabla 6. Características de los rodamientos.....	63
Tabla 7. Valores de la frecuencia en función de la temperatura y la amplitud.....	126





1. Resumen.

En el presente proyecto se propone un nuevo sistema de actuación para manos robóticas basado en la utilización de una aleación con memoria de forma tipo NiTi (níquel y titanio) llamada nitinol. Los actuadores de nitinol imitan el comportamiento de los músculos humanos, contrayéndose al calentarse, gracias al efecto de memoria de forma, y dilatándose al enfriarse. El calentamiento se consigue aplicando corriente eléctrica a los actuadores. Para demostrar la validez de este sistema de actuación se diseña un prototipo consistente en una estructura de metacrilato que sirve como soporte para los músculos artificiales y que puede sumergirse en una cubeta de refrigeración para mejorar los tiempos de actuación del nitinol. Esta estructura contiene seis músculos que están sujetos a los seis tendones de un dedo de la mano robótica de la compañía Shadow Robot Company. Para controlar el movimiento del dedo se utiliza un sistema electrónico que consiste en una serie de sensores de posición integrados en las articulaciones del dedo, un circuito que regula la corriente aplicada a los actuadores y un microcontrolador conectado a un PC que conjuntamente controlan la activación y desactivación de los músculos. Se presentan los resultados de las pruebas de caracterización y de control del sistema. Este proyecto forma parte de las actividades de desarrollo de uno de los paquetes de trabajo del Proyecto HANDLE.

Palabras clave:

Mano robótica, músculos artificiales, aleación con memoria de forma, SMA, nitinol.



2. Introducción.

La mano es un instrumento fundamental para el hombre: no solo nos permite sentir (tacto, temperatura, dolor...) sino que nos permite manipular objetos, deformarlos, operarlos, nos permite usar herramientas, gesticular para enfatizar lo que decimos con palabras, escribir... Sin nuestras manos no habríamos evolucionado hasta llegar al ser que somos hoy en día ya que nos permitieron interactuar con nuestro entorno de una forma mucho más compleja que el resto de mamíferos. Hicieron que usásemos más y más nuestro cerebro buscando maneras de emplear las manos en nuestro beneficio, hasta que se crearon las primeras herramientas, una prueba evidente de la inteligencia humana.

2.1. Motivación.

Los primeros usos no lúdicos de los robots se dieron en el sector industrial. Usar robots en la industria ha supuesto una reducción en el tiempo de fabricación, una mayor flexibilidad en la fabricación, un ahorro en costes y en definitiva un aumento de la productividad. Los robots industriales no sólo pueden operar en entornos peligrosos y realizar tareas de riesgo sin problema, sino que su desempeño es en la mayoría de los casos mejor que el de los humanos. Sin embargo aún hay tareas que los robots no pueden llevar a cabo, por las características de la manipulación necesaria para ejecutarlas. Los robots por lo general están pensados para desempeñar tareas que anteriormente realizaban seres humanos. Existen multitud de aplicaciones en las que todavía no se ha conseguido sustituir a los humanos por robots. En su mayoría, se trata de aplicaciones que requieren de una gran destreza y autonomía de decisión a la hora de manipular objetos. Para lograr este objetivo se requiere, entre muchos factores, el empleo de manos equivalentes a las de los seres humanos (manos antropomórficas o al menos con muchos grados de libertad).

No sólo hay que pensar en el uso de manos robóticas en robots industriales, otra de las aplicaciones de estas herramientas son las prótesis biónicas. La aplicación de algunos de los últimos avances en robótica supone un beneficio para las personas que

sufren algún tipo de minusvalía. Hoy en día, el 15% de la población europea sufre algún tipo de discapacidad, y en concreto un 0.15% tiene una extremidad amputada. Se trata de un beneficio muy importante que no es cuantificable directamente desde el punto de vista económico, como en el caso de las aplicaciones de manipuladores avanzados en entornos industriales. Ya existen prótesis biónicas para piernas y brazos, y en menor medida para manos. En este último caso es incluso más importante que la mano reproduzca las funciones y acciones que puede realizar una mano humana, ya que es un humano quien va a utilizarla.

La mano es un órgano altamente sofisticado. No sólo cuenta con una gran cantidad de grados de libertad que nos permiten realizar multitud de tareas, su capacidad sensorial nos permite, entre otras cosas, reconocer objetos simplemente por su tacto y forma, sin necesidad de verlos. Esta sofisticación supone que la mano sea uno de los elementos más complejos de un robot ya que debe contar con un gran número de grados de libertad para ser capaz de reproducir los movimientos que puede realizar una mano humana [1]. Además, para que una mano robótica pueda compararse con una humana debe contar con una gran cantidad de sensores táctiles y de temperatura en su palma o con algún tipo de piel artificial sensorizada. Centrándonos en el problema de reproducir los grados de libertad de una mano humana, encontramos que uno de los mayores inconvenientes lo suponen los actuadores de una mano robótica. Actualmente se emplean como actuadores: servomotores en las articulaciones, motores que tiran de cables que funcionan a modo de músculos y tendones o músculos de aire comprimido. El problema común de todos estos sistemas es el peso y el tamaño de los mismos. Al necesitar un gran número de actuadores para poder reproducir el número de grados de libertad de la mano humana, se tienen manos demasiado aparatosas y pesadas, usadas en investigación y en determinados robots, pero nada útiles si pensamos en las prótesis robóticas o en los futuros robots domésticos.

Para conseguir esta necesaria reducción de peso y volumen se propone la utilización de un nuevo tipo de actuador, basado en una aleación con memoria de forma, o SMA, llamada nitinol. Este actuador consistirá en un hilo de dicho material activado eléctricamente que funcionará de manera similar a los músculos humanos, contrayéndose y dilatándose. Esta contracción se consigue calentando el material, y la dilatación ocurre cuando se enfría. Los actuadores SMA permitirán una reducción drástica del

tamaño, peso y complejidad de las manos robóticas [2], y por tanto se podrá incrementar el número de grados de libertad de las mismas.

2.1.1. El proyecto HANDLE.

El proyecto HANDLE es un proyecto colaborativo de cuatro años en el que participan varias universidades europeas y la empresa Shadow Robot Company, que facilita su mano Shadow Hand así como sistemas de sensorización y software para la simulación y desarrollo de algoritmos. El objetivo del proyecto HANDLE es, a grandes rasgos, comprender cómo los seres humanos manipulamos objetos para replicar los agarres y los movimientos más complejos de la mano mediante una mano robótica antropomórfica. De esta manera se pretende que los manipuladores robóticos evolucionen a sistemas más autónomos, naturales y efectivos.

El proyecto HANDLE pretende estudiar técnicas de control y nuevas tecnologías que mejoren la capacidad de manipulación de las manos robóticas actuales. Las nuevas manos deben permitir a los robots manipular objetos desconocidos con un alto grado de destreza, lo cual les permitirá trabajar en ambientes no estructurados y ayudar a las personas. Para ello, los robots deberán contar con manos que puedan adaptarse a distintas situaciones y que sean autónomas, y que además sean seguras y fáciles de usar. Esta tecnología debe ser capaz de replicar los movimientos de una mano humana con capacidad de interactuar con el entorno de manera inteligente, que pueda memorizar y aprender nuevos movimientos, y reconocer objetos y el entorno. Para el desarrollo del hardware, software, control y del resto de disciplinas, el proyecto se divide en nueve paquetes de trabajo. Un ejemplo de estos paquetes de trabajo es el estudio de los movimientos humanos durante tareas de manipulación. El objetivo es extraer estrategias que puedan aplicarse al control del robot manipulador. Otro paquete de trabajo se centra en el desarrollo de algoritmos de aprendizaje que sean capaces de manejar el conocimiento del entorno de manera inteligente. Además, existe un paquete específico centrado en la mejora de los sistemas de percepción, tanto visual como táctil.

Uno de esos paquetes de trabajo consiste en el desarrollo de la tecnología para las nuevas manos robóticas. El objetivo es

diseñar una nueva mano con una arquitectura biomimética. Dentro de las actividades de este paquete se encuentra el presente proyecto, que trata de desarrollar un actuador que imite a los músculos humanos.

2.2. Objetivos.

Primero se realizará un estudio de las manos robóticas, su desarrollo a lo largo del tiempo y las manos existentes hoy en día, para extraer sus características y de esta manera saber cuáles han de ser las especificaciones y funcionalidades de un sistema de actuación basado en el uso de materiales SMA. La velocidad de actuación y la precisión en el posicionamiento serán factores críticos a los que se prestará atención en dicho estudio.

También se analizará el material SMA que se va a emplear como actuador, el nitinol, para tener una base teórica que ayude a entender el funcionamiento de esta aleación y cómo sus propiedades pueden ser utilizadas en los sistemas de actuación. En el capítulo dedicado al estado del arte se analizarán en profundidad las distintas investigaciones en torno al nitinol y cómo han tratado de solventar los inconvenientes que presenta el material. Además se estudiarán los diversos usos que se le han dado al nitinol, centrándonos en su uso en sistemas de actuación y más concretamente, en su uso como actuador para sistemas robóticos.

El objetivo del presente proyecto es el desarrollo de un prototipo de sistema de actuación basado en el uso de alambres de nitinol para manos robóticas que funcionen con un sistema de tendones. Con este prototipo se pretende demostrar que es posible utilizar el nitinol como material con el que desarrollar actuadores que representen una alternativa real a los sistemas de actuación de las manos robóticas actuales, en cuanto a peso, tamaño y potencia.

La construcción de dicho prototipo supone el desarrollo de:

- Un circuito electrónico que suministre corriente a los músculos para provocar su calentamiento y en consecuencia su contracción.
- Un sistema de control que incluya sensores de posición para conocer la posición del dedo, un microcontrolador que genere las señales de control para el circuito de suministro de corriente y un PC comunicado con dicho microcontrolador que

ejecute el algoritmo de control.

- Una estructura que contenga a los actuadores y que se pueda sumergir en una cubeta con líquido refrigerante para estudiar la mejora de los tiempos de actuación del nitinol.

Mediante este prototipo se realizarán diversas pruebas de control del dedo que caractericen el comportamiento dinámico y la controlabilidad del sistema, a partir de las cuales se extraerán una serie de conclusiones y se propondrán los posibles desarrollos futuros de un sistema de actuación de estas características.

2.3. Manos robóticas.

A continuación se presenta un breve estudio sobre la evolución de las manos robóticas desde los primeros modelos a las manos comercializadas hoy en día, haciendo un especial hincapié en los sistemas de actuación de las mismas.

2.3.1. Handyman.

La mano Handyman está considerada como la primera mano robótica funcional. Fue desarrollada entre los años 1958 y 1959 por Ralph Mosher de General Electric y consistía en una pinza compuesta por dos dedos (ver figura 1). Estos dedos tenían tres grados de libertad. El sistema de actuación consistía en una serie de cables a modo de tendones mecánicos que eran operados directamente por una persona, en un control maestro-esclavo.

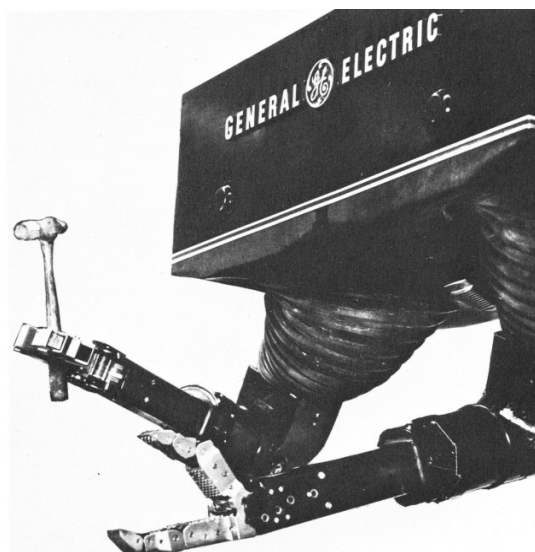


Fig. 1. Handyman de General Electric.

2.3.2. Mano Utah/MIT.

Esta mano fue desarrollada por la Universidad de Utah en 1985. Se trataba de una mano de cuatro dedos y 16 grados de libertad, con 16 actuadores consistentes en una serie de tendones sujetos a cilindros neumáticos (ver figura 2). Para medir la posición de la mano se empleaban sensores de efecto hall montados en las articulaciones. En la implementación de este sistema, para mover la mano con cierta regularidad, había que crear un complicado plan para mover las 288 poleas del sistema.



Fig. 2. Mano Utah/MIT.

2.3.3. BarrettHand.

Una de las primeras manos que tuvo éxito comercial fue la BarrettHand de Barrett Technology Inc. Esta mano fue comercializada en 1988 y contaba con tres dedos diseñados de tal manera que podían reconfigurarse sus posiciones en tiempo real para poder realizar distintos tipos de agarre. Los actuadores eran una serie de motores *brushless* que transmitían su movimiento por medio de tornillos sin fin y engranajes. En la figura 3 pueden verse distintas configuraciones que puede adoptar la mano.

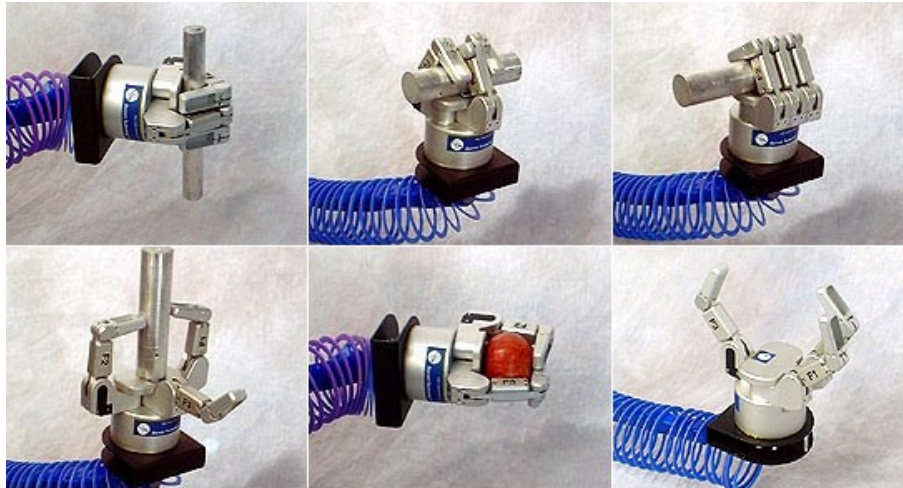


Fig. 3. BarrettHand realizando distintos tipos de agarre.

2.3.4. Mano Robonaut.

Uno de los motivos por los que existen los robots es porque pueden trabajar en ambientes en los que los seres humanos no pueden hacerlo, o bien pueden hacerlo usando un equipo específico y normalmente caro. En este sentido, la NASA comenzó en 1999 el desarrollo del Robonaut, un robot humanoide pensado para trabajar en misiones espaciales. Las manos del Robonaut (ver figura 4) cuentan con cinco dedos, 19 grados de libertad y 14 motores *brushless* como actuadores. Las señales de realimentación para el control de posición y fuerza son proporcionadas por encoders incrementales, sensores táctiles y celdas de carga.

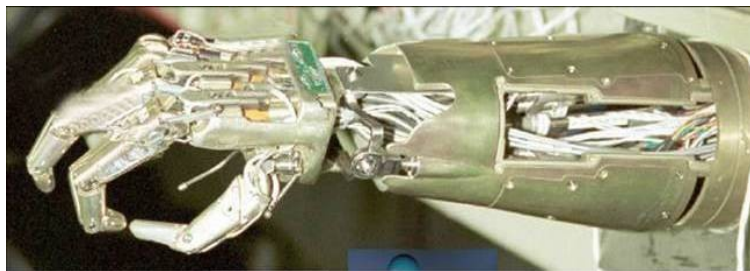


Fig. 4. Mano Robonaut.

2.3.5. Mano Sheffield.

En 2002 la Universidad Sheffield Hallam fabricó una mano robótica con la que investigaron el uso de un nuevo tipo de actuador basado en polímeros electroactivos (ver figura 5). De esta manera consiguieron movimientos similares a los de una mano humana. Se trata de una mano de cinco dedos y 12 grados de

libertad.

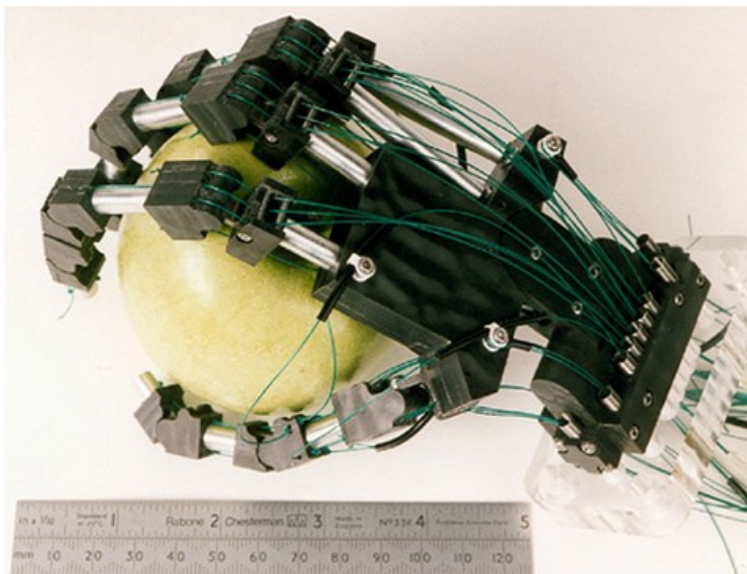


Fig. 5. Mano Sheffield.

2.3.6. Shark Hand.

Esta mano fabricada por Intel está basada en el diseño de la mano BarrettHand (ver figura 6). Al igual que esta, cuenta con tres dedos reconfigurables en tiempo real. Lo que diferencia a esta mano de las demás es su sistema táctil que puede sentir la forma de los objetos gracias a la electrolocalización. Las puntas de los dedos emiten un campo eléctrico débil que detecta la forma de los objetos que va a sujetar.



Fig. 6. Shark Hand de Intel.

2.3.7. Shadow Hand.

La empresa Shadow Robot lanzó en 2002 su Shadow Hand, una de las manos robóticas más avanzadas del mercado (ver figura 7). Es una mano de unas dimensiones similares a las de una mano humana, con cinco dedos, 24 grados de libertad y 40 actuadores neumáticos, llamados músculos de aire, que están ubicados en el antebrazo. La información acerca de la posición de los dedos es proporcionada por una serie de sensores de efecto hall integrados en las articulaciones. También cuenta con sensores de presión en cada músculo. En 2009, Shadow lanzó una versión de la Shadow Hand que utiliza como actuadores 20 motores DC.

El dedo utilizado en el presente proyecto es uno de los dedos de la mano Shadow.



Fig. 7. Shadow Hand.

2.3.8. Prótesis i-LIMB.

Una de las prótesis robóticas más avanzadas del mercado es la i-LIMB de Touch Bionics (ver figura 8). Esta prótesis es la primera del mercado en contar con cinco dedos que pueden ser controlados individualmente. Los actuadores de la mano son

micromotores ubicados en las articulaciones. El sistema de control de la mano utiliza las señales eléctricas generadas por los músculos de la extremidad amputada, que son detectadas por unos electrodos situados sobre la piel.

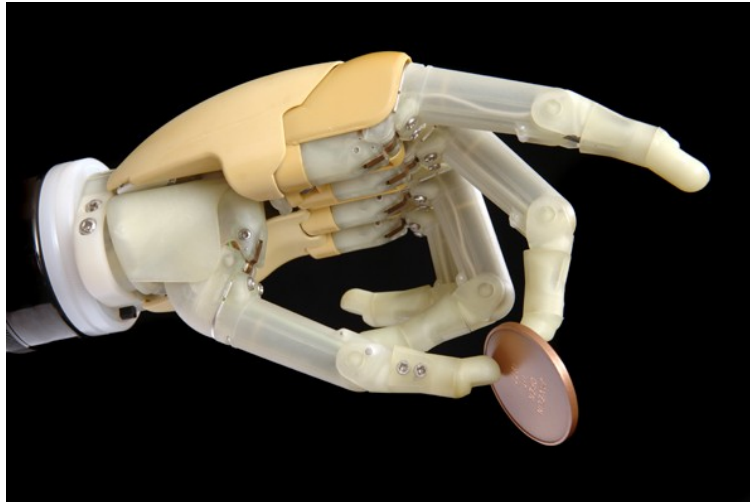


Fig. 8. Prótesis i-LIMB.

Además de las manos mencionadas, existen muchas más manos robóticas, tanto en el mercado comercial como en el ámbito de la investigación.

2.4. Aleaciones con memoria de forma (SMA).

Las aleaciones con memoria de forma son aleaciones metálicas que memorizan su forma original, la que se le da mediante un forjado en frío. Estos metales pueden ser deformados y tras un calentamiento por encima de su temperatura de transformación recuperan su forma original. Por esta capacidad de recordar una forma se les denomina materiales con memoria de forma. El material recupera su forma tras grandes deformaciones de doblado y torsión. Si estas deformaciones están dentro de los rangos de recuperación, el proceso de deformación y recuperación de forma puede ser repetido millones de veces gracias a otra de las propiedades de las SMA, la súper-elasticidad.

2.4.1. Historia.

El efecto de memoria de forma fue observado por primera vez por el investigador sueco Arne Ölander en una aleación de oro y cadmio (Au-Cd) y pronto se percató de su potencial para generar

movimiento. En 1950, en la Universidad de Columbia de Nueva York, L. C. Chang y T. A. Read hicieron una serie de experimentos usando rayos X para tratar de entender los cambios en la estructura cristalina de la aleación. De esta manera demostraron que se podía usar el efecto de memoria de forma para realizar trabajo [3-5]. Los estudios llevados a cabo por Chang y Read motivaron nuevas investigaciones que condujeron al descubrimiento de una SMA de indio y titanio. Estas aleaciones tenían problemas tales como el precio del oro y la toxicidad del cadmio, lo cual retrasó los avances en las investigaciones [4][5].

En 1959 se descubrió una nueva aleación con memoria de forma cuando se estaba investigando una aleación marina no corrosiva. La aleación fue descubierta por el equipo que lideraba W. J. Buehler en el NOL (Laboratorio de Artillería Naval de los Estados Unidos). La aleación en cuestión estaba compuesta por níquel y titanio, y fue bautizada como NiTiNOL [3-6]. Esta aleación dio un nuevo impulso a las investigaciones en el campo de las SMA ya que era mejor que las aleaciones anteriormente descubiertas en multitud de aspectos. Es una aleación más segura, menos costosa, resistente a la corrosión, es biocompatible y la temperatura de transición puede ser establecida fácilmente. Además, la fuerza ejercida al calentar el material es mayor que la ejercida por otras aleaciones [4][5][7].

El descubrimiento del nitinol derivó en nuevas investigaciones gracias a las cuales se descubrieron, entre 1969 y 1973, nuevas aleaciones que presentaban el efecto de memoria de forma, tales como Cu-Al-Ni, Cu-Sn, Cu-Au-Zn, Cu-Zn-Al, Fe-Pt, Ni-Al y Mn-Cu [4]. En la tabla 1 se muestran algunas características de las principales aleaciones con memoria de forma.

<i>Aleación</i>	<i>composición</i>	<i>Rango de temperaturas (°C)</i>	<i>Histéresis (°C)</i>
Ag-Cd	44/49 at %Cd	-190 a -50	15
Au-Cd	46,5/50 at % Cd	30 a 100	15
Cu-Al-Ni	14/14,5 at %Al; 3/4,5 wt% Ni	-140 a 100	35
Cu-Sn	15 at % Sn	-120 a 30	
Cu-Zn	38,5/41,5 wt % Zn	-180 a -10	10
In-Ti	18/23 at % Ti	60 a 100	4
Ni-Al	36/38 at % Ti	-180 a 100	10
Ni-Ti	49/51 at % Ni	-50 a 110	30
Fe-Pt	25 at % Pt	-130	4
Mn-Cu	5/35 at % Cu	-250 a 180	24
Fe-Mn-Si	32 wt%Mn; 6 wt% Si	-200 a 150	100

Tabla 1. Comparativa de las principales SMA.

2.4.2. Fundamentos del funcionamiento del nitinol.

La aleación nitinol es una composición intermetálica de níquel y titanio en proporciones prácticamente equiatómicas [6]. Mientras la aleación se encuentra por debajo de su temperatura de transición puede ser deformada y estirada con facilidad, sin daño permanente, mucho más que la mayoría de los metales, gracias a la súper-elasticidad [4][8][9]. Una vez el material ha sido deformado, si es calentado por encima de su temperatura de transición (mediante corriente eléctrica o con una fuente externa de calor), la aleación recupera su forma predeterminada deshaciendo la deformación previa [4].

La razón por la que el nitinol presenta esta propiedad es una transformación de fase cristalina, entre una de alta simetría y orden (austenita), en la que se presenta una estructura de cristal cúbico de cuerpo centrado B_2 , y otra de baja simetría y menor orden (martensita), donde se tiene una estructura de cristal monoclinica B_{19} [8-10]. En algunos artículos se muestra la existencia de otra fase cristalina en algunas aleaciones de nitinol. Esta fase consiste en una fase premartensita conocida como fase R, con simetría romboédrica que aparece durante la transformación [10][11]. Esta nueva fase es termoelástica y martensística y por eso da lugar al efecto de memoria de forma y la súper-elasticidad [11].

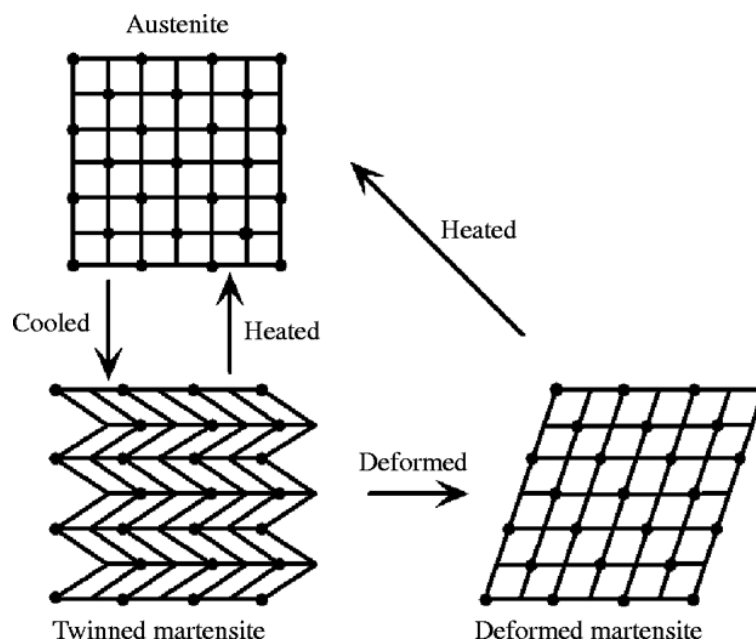


Fig. 9. Fases de un SMA [12].

En la figura 9 cada cuadro representa un grano del material con sus respectivos límites. Los granos se orientan simétricamente a lo largo de los límites de grano, dando lugar a una estructura muy organizada. Esta estructura permite el cambio del enrejado interno de cada grano al mismo tiempo que se mantiene la misma interfase con los granos adyacentes. Por esta razón las SMA pueden experimentar deformaciones macroscópicas mientras la estructura microscópica mantiene un orden [5].

Si una pieza comienza como austenita, la rejilla atómica de cada grano es cúbica, creando granos con ángulos prácticamente rectos. Al enfriarse por debajo de la temperatura de transición, la estructura cristalina cambia a martensita y los granos colapsan. En este momento los granos se encuentran orientados en distintas direcciones para las distintas capas. Si se ejerce una tensión suficiente, la estructura martensita se tensionará y se descomprimirá según los granos se reorientan hasta que quedan alineados [5][8][9].

La transformación de la estructura cristalina de la SMA durante el efecto de memoria de forma no es un proceso termodinámicamente reversible ya que debido a fricciones internas y a la aparición de defectos estructurales, se da una disipación de energía. Como consecuencia de esto el material tiene un comportamiento histérico de temperatura (ver figura 10) [13].

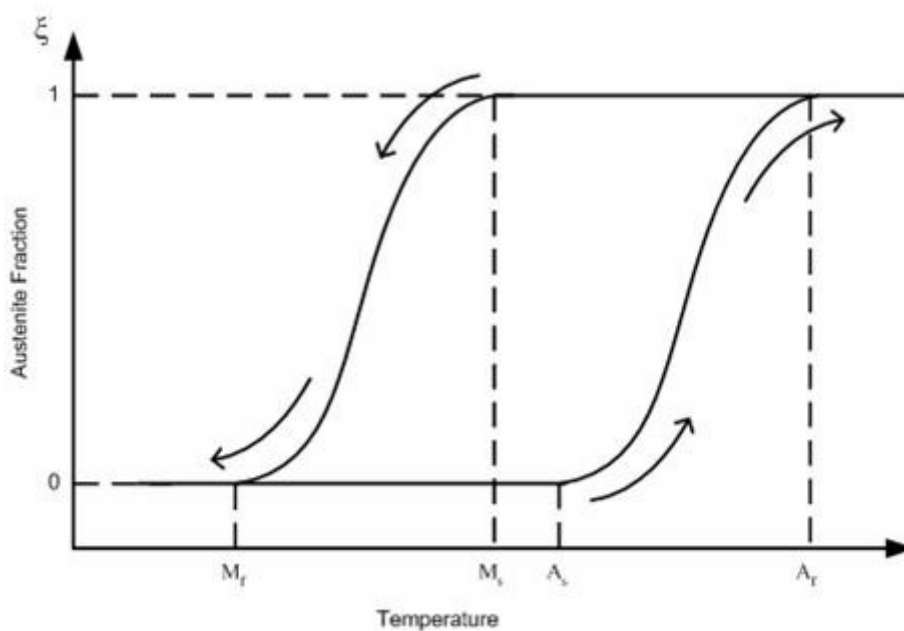


Fig. 10. Histéresis de temperatura del nitinol.

La temperatura final de transición de martensita B_2 a austenita B_{19} (A_f) tiene una diferencia de entre 25 °C y 40 °C con respecto a la temperatura final de transición de austenita B_{19} a martensita B_2 (M_f), para aleaciones cuya temperatura de transición se encuentra en el rango de 0 °C a 100 °C [14]. Como la capacidad de deformación depende de la estructura interna del material, la histéresis de temperatura supone una histéresis en la relación deformación-temperatura (ver figura 11). Si la transformación es de la fase martensita B_2 a la fase R, disminuye la histéresis de temperatura. En la transformación mencionada la histéresis es de unos 6 °C [10]. También se reduce la histéresis de deformación. Sin embargo esto tiene un inconveniente: sólo se consigue un cambio de tamaño del 0.8% [11] frente al 8.5% que se consigue en la transformación de B_2 a B_{19} [15].

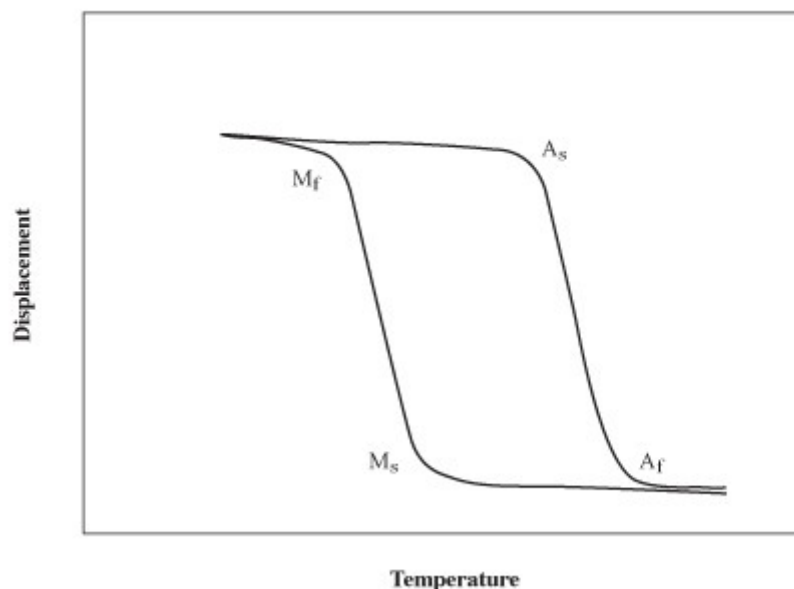


Fig. 11. Histéresis de desplazamiento del nitinol.

2.4.3. Propiedades del nitinol.

El nitinol presenta un rango de solubilidad moderada para exceso de níquel o titanio, así como para otros elementos metálicos [2]. Esta solubilidad supone que pueden usarse otros elementos para cambiar las propiedades mecánicas y las temperaturas de transición del material [16]. Agregando cromo o hierro puede bajarse la temperatura de transición. Variando la composición porcentual de níquel y titanio y agregando otros elementos puede cambiarse la temperatura de transición en un rango que va de -200 °C a 110 °C [2].

La tabla 2 recoge algunas de las características del nitinol. Otras propiedades son su naturaleza no magnética, biocompatibilidad, alta resistencia a la corrosión, y una excelente maleabilidad y ductilidad [17] que en el caso de los alambres de nitinol permite una elongación que puede llegar a ser del 25% [18]. Al tratarse de una SMA, el nitinol también tiene la propiedad de la súper-elasticidad. Esta propiedad se da en un rango de temperaturas donde se puede producir una transformación martensítica mediante tensión mecánica, lográndose una deformación que puede ser hasta diez veces la del mejor acero inoxidable y recuperándose rápidamente al retirar la tensión mecánica [17][19]. El intervalo de temperaturas se encuentra por encima de la temperatura de transición A_f y termina sobre 50 °C por encima de esta temperatura, donde es imposible inducir la transformación martensítica (M_d) [17][20].

Térmicas y de material	Temp. As.	68 °C*	
	Temp. Af	78 °C*	
	Temp. Ms	52 °C*	
	Temp. Mf	42 °C*	
	Temp. de temple	540 °C	
	Temp. de fusión	1.300 °C	
	Calor específico	0,077 cal/g °C	
	Capacidad calorífica	0,32 J/g °C	
	Calor latente	24,2	
	Coefficiente Poisson	0,33	
	Densidad	6,45 g/cm ³	
	Máximo esfuerzo recup.	600 MPa	
	Esfuerzo de deformación rec.	35 MPa	
	Esfuerzo de ruptura	1000 MPa	
	Trabajo de salida	1 J/g	
	Eficiencia de conversión de energía	5%	
	Prop. máxima de deformación	8,5%	
	Prop. rec. de deformación	3-5%	
Relación con fase	Fase	Martensita	Austenita
	Resistividad $\mu \Omega \cdot \text{cm}$	76	82
	Módulo de Young (GPa)	28	75
	Susceptibilidad magnética ($\mu \text{emu/g}$)	2,5	3,8
	Conductividad térmica (W/cm °C)	0,08	0,8

Tabla 2. Características del nitinol.

Por supuesto, otra de las principales propiedades del nitinol es la memoria de forma, pero en esta aleación se ha conseguido el llamado doble efecto de memoria de forma. Con una aleación con doble memoria de forma se puede adquirir una forma preprogramada al calentarla por encima de A_f y otra cuando se enfría por debajo de M_s [19]. Por tanto estas aleaciones tienen más posibilidades de aplicación pero la deformación es menor. Un

alambre de nitinol de una sola memoria de forma puede deformarse hasta un 8.5% mientras que con un alambre de nitinol de doble memoria de forma se obtienen deformaciones hasta un máximo del 5% [15]. Dos de los mecanismos de acción del efecto de doble memoria de forma estudiados por algunos investigadores son las tensiones residuales inducidas en la matriz y la retención, o estabilización, de martensita. En ambos casos se forma una variante de martensita durante el entrenamiento del material que se vuelve termodinámicamente favorecida en relación a las otras variantes [11].

La gran maleabilidad y ductilidad del nitinol permite ser manufacturado de diversas maneras: como alambres, barras, cintas, láminas, tiras y tubos. Este material es especialmente útil en la fabricación de dispositivos muy finos y pequeños [17]. Los elementos más usados por aficionados e investigadores son los alambres de nitinol, ya que pueden ser cortados con facilidad y permiten su activación mediante corriente eléctrica. Estos alambres se comercializan en un amplio rango de diámetros. Las barras, varas y láminas son menos utilizadas ya que tareas sencillas como la perforación del material suponen serias dificultades: la fricción de la broca al realizar el taladrado calienta el material y provoca su transformación en austenita [4].

2.4.4. Ventajas y desventajas de las SMA.

Los actuadores basados en SMA suponen una alternativa a los actuadores convencionales, especialmente en sistemas robóticos. Su poco peso y pequeño tamaño permiten la reducción de las dimensiones y peso de estos sistemas, así como su complejidad. La relación fuerza-peso es muy elevada: un actuador de nitinol puede aplicar una presión de hasta 600 Mpa [2]. Además no son excesivamente costosos y tienen un comportamiento biomimético en el caso de los músculos artificiales de SMA [21].

Un sistema de actuación basado en el uso de una SMA está compuesto principalmente del elemento de SMA y un sistema de calentamiento y enfriamiento. El método de enfriamiento puede consistir simplemente en aprovechar la combinación de convección, conducción y radiación natural, pudiéndose acelerar el proceso mediante el uso de líquidos refrigerantes o disipadores de calor. El calentamiento puede conseguirse bien por medio de una fuente externa de calor, o por medio de una corriente eléctrica que circula

a través del material, aprovechando el efecto Joule debido a la resistencia óhmica que presenta.

Otra de las ventajas de usar este material como actuador es su funcionamiento totalmente silencioso, a diferencia de los actuadores convencionales que producen un nivel de ruido significativo [19].

Los actuadores de SMA también tienen desventajas que hay que tener en cuenta. Su eficiencia es pequeña ya que un actuador de SMA es una máquina de calor que convierte directamente la energía térmica en trabajo. Por esta razón, la eficiencia del actuador no puede ser mayor que la del ciclo de Carnot. La eficiencia del Ciclo de Carnot para las temperaturas a las que trabaja un actuador de SMA es baja, por debajo del 10% [19].

El ancho de banda de operación de los actuadores de SMA es pequeño, lo que significa que son relativamente lentos para completar un ciclo [19]. El tiempo de ciclo depende principalmente del tiempo de enfriamiento del material. Las variables que más afectan al ancho de banda del actuador son la temperatura, la convección del medio circundante y la relación entre la superficie y el volumen del actuador de SMA. La convección puede suponer un problema en función del medio en el que se encuentre el material. En ambientes de baja convección con temperaturas elevadas, el ancho de banda es mucho menor que en el caso opuesto, donde el ancho de banda aumenta debido a que mejora la transferencia de calor. Aún así, esto también supone un problema ya que a mayor transferencia de calor, mayor es la potencia necesaria para que el material alcance la temperatura de actuación.

Otra desventaja de la SMA la supone la baja elongación neta que alcanzan estas aleaciones. La contracción máxima del nitinol es del 8.5%. Esto implica que los sistemas de actuación de SMA necesarios para generar un movimiento amplio deben ser diseñados de tal manera que ese pequeño estiramiento produzca un movimiento mayor [2].

Una de las desventajas que gran cantidad de investigaciones tratan de solventar es la dificultad de control que presentan las SMA. Como ya se ha comentado, el efecto de memoria de forma presenta ciertos aspectos histéricos, como la temperatura, la deformación o la transferencia de calor, con lo que se trata de un fenómeno no lineal lo cual dificulta su control [2][19]. Otro de los

problemas de control que presentan estas aleaciones es que la deformación total de un elemento de SMA se da en un pequeño rango de temperatura, con lo que es difícil controlar de forma precisa una contracción parcial [2]. En el capítulo dedicado al estado del arte se profundizará más en los distintos métodos de control investigados.

2.5. Flexinol.

La SMA elegida como elemento activo del sistema de actuación del dedo de la mano robótica, es una aleación de nitinol comercializada por la empresa Dynalloy Inc., llamada Flexinol. El Flexinol se comercializa en forma de alambre de varios diámetros, con un diámetro mínimo de 0.001 pulgadas (25.4 μm) y un diámetro máximo de 0.02 pulgadas (508 μm). La posibilidad de utilizar estos alambres como músculos artificiales para una mano robótica es evidente, por todo lo anteriormente mencionado.

1. Density	0.235 lb/in ³ (6.45 g/cm ³)
2. Specific Heat	0.20 BTU/lb * °F (0.2 cal/g * °C)
3. Melting Point	2370 °F (1300 °C)
4. Latent Heat of Transformation	10.4 BTU/lb (5.78 cal/g)
5. Thermal Conductivity	10.4 BTU/hr * ft * °F (0.18 W/cm * °C)
6. Thermal Expansion Coefficient	
Martensite	3.67x10 ⁻⁶ /°F (6.6x10 ⁻⁶ /°C)
Austenite	6.11x10 ⁻⁶ /°F (11.0x 10 ⁻⁶ /°C)
7. Electrical Resistivity (approx.)	
Martensite:	32 micro-ohms * in (80 micro-ohms * cm)
Austenite:	39 micro-ohms * in (100 micro-ohms * cm)

Tabla 3. Propiedades físicas del Flexinol.

Como puede verse en la tabla 3, la densidad del Flexinol es alta debido a la concentración de aproximadamente un 50% de níquel. El titanio disminuye esa densidad hasta los 6.45 g/cm³, un valor cercano al de la densidad del acero, de 7.85 g/cm³. Los alambres que se van a emplear en el prototipo tienen un diámetro máximo de 508 μm y una longitud de 35 cm. Con estos datos se

calcula el peso de un alambre:

$$S = \pi * \left(\frac{d}{2}\right)^2$$

$$V = L * S$$

$$m = \rho * V$$

Siendo:

S = sección del alambre

V = volumen del alambre

m = masa del alambre

d = diámetro del alambre = 0.0508 cm

L = longitud del alambre = 35 cm

ρ = densidad del Flexinol = 6.45 g/cm³

Con estos datos se calcula:

$$S = 2.03 * 10^{-3} \text{ cm}^2$$

$$V = 71.05 * 10^{-3} \text{ cm}^3$$

$$m = 458.3 * 10^{-3} \text{ g} = 458.3 \text{ mg}$$

Se puede comprobar que un actuador de Flexinol es bastante ligero, alrededor de medio gramo. Así se demuestra una de las ventajas del uso de las SMA como actuadores.

Si durante el enfriamiento del Flexinol no se ejerce una fuerza contraria a la dirección de la contracción del material, la deformación sufrida durante esta fase es muy pequeña y por lo tanto la contracción durante la fase de calentamiento también se ve reducida. Para solucionar esto se ha de ejercer una fuerza recuperadora mientras el alambre se enfría. Normalmente es ejercida sobre el cable de forma constante, y en la fase de enfriamiento de cada ciclo esta fuerza alarga el alambre. Hasta cierto punto, cuanto mayor sea la fuerza reseteadora mayor será la deformación que puede obtenerse. La fuerza del actuador así como la fuerza reseteadora necesaria para estirar el alambre a su tamaño original dependen de la sección del material, por lo que pueden ser medidas en pascuales. Para una tensión de 34.5 MPa ejercida durante el enfriamiento se consigue un 3% de deformación. A 69 Mpa se obtiene una deformación del 4% y con 103 MPa la deformación es del 5%. Una de las opciones para ejercer la fuerza reseteadora es mediante un muelle sujeto a uno

de los extremos del alambre. La fuerza ejercida por el muelle durante el calentamiento no es significativa, y en la fase de enfriamiento esta fuerza hace que el alambre recupere su forma original. Dynalloy asegura una deformación del 3%-4% para esta configuración (ver figura 12). Por razones de diseño esta es la opción escogida para ejercer la fuerza reseteadora en el prototipo.

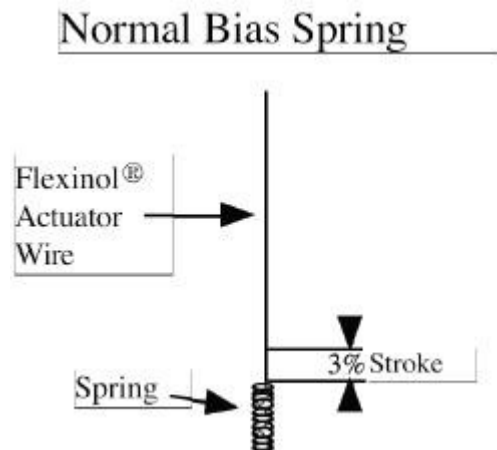


Fig. 12. Configuración Flexinol-muelle.

Hay que tener en cuenta que el Flexinol es una SMA y por lo tanto su deformación tiene un comportamiento histérico. En la figura 13 se muestran las curvas de histéresis de dicho material para dos temperaturas de transformación: 70 °C y 90 °C.

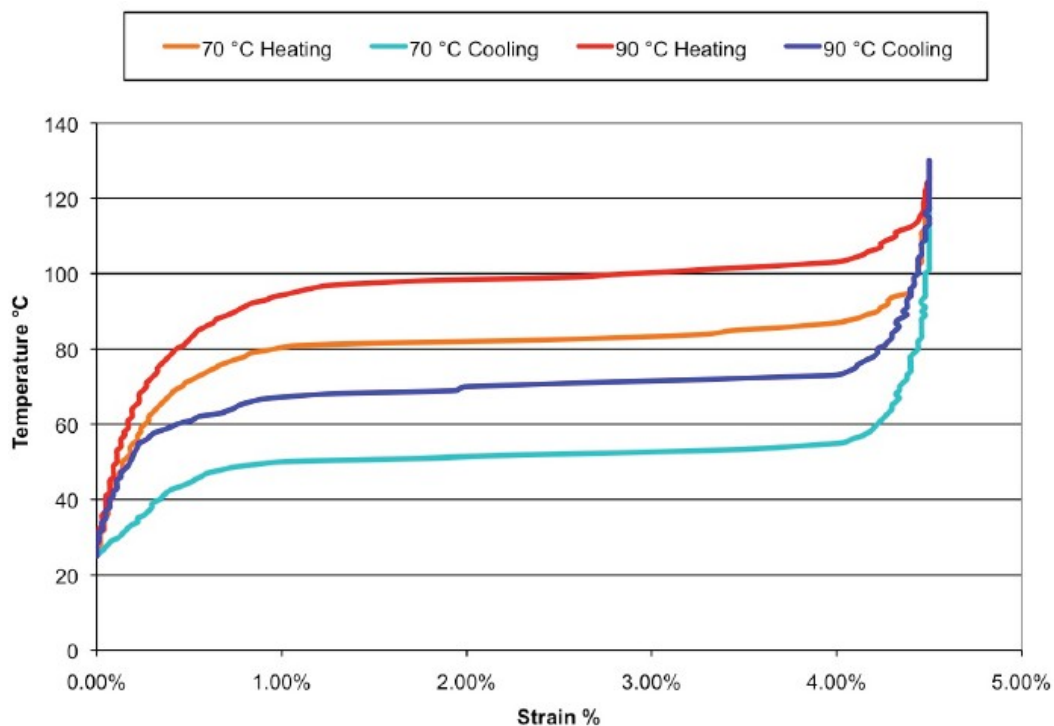


Fig. 13. Histéresis de deformación.

La resistencia óhmica del Flexinol es muy pequeña, de 4.3 Ω /m para el mayor diámetro disponible (508 μ m). Esto supone que puede ser accionado calentándolo gracias al efecto Joule, al hacer pasar corriente eléctrica a través del alambre. Se puede usar corriente alterna, corriente continua o corriente modulada por ancho de pulso (PWM) para accionar el Flexinol. La ventaja de emplear corriente alterna o PWM es que el actuador se calienta de forma más uniforme. Hay que tener en cuenta que si el alambre se somete a un esfuerzo demasiado grande o a una temperatura elevada, puede deformarse permanentemente. Como la temperatura está directamente relacionada con la densidad de corriente en el actuador, hay que tener cuidado con el valor de la misma para no sobrecalentar el alambre. La tabla 4 muestra los valores recomendados de corriente y fuerza para los distintos diámetros de Flexinol.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Pull Force* pounds (grams)	Approximate** Current for 1 Second Contraction (mA)	Cooling Time 158°F, 70°C "LT" Wire *** (seconds)	Cooling Time 194°F, 90°C "HT" Wire *** (seconds)
0.001 (0.25)	36.2 (1425)	0.02 (8.9)	45	0.18	0.15
0.0015 (0.38)	22.6 (890)	0.04 (20)	55	0.24	0.20
0.002 (0.050)	12.7 (500)	0.08 (36)	85	0.4	0.3
0.003 (0.076)	5.9 (232)	0.18 (80)	150	0.8	0.7
0.004 (0.10)	3.2 (126)	0.31 (143)	200	1.1	0.9
0.005, (0.13)	1.9 (75)	0.49 (223)	320	1.6	1.4
0.006 (0.15)	1.4 (55)	0.71 (321)	410	2.0	1.7
0.008 (0.20)	0.74 (29)	1.26 (570)	660	3.2	2.7
0.010 (0.25)	0.47 (18.5)	1.96 (891)	1050	5.4	4.5
0.012 (0.31)	0.31 (12.2)	2.83 (1280)	1500	8.1	6.8
0.015 (0.38)	0.21 (8.3)	4.42 (2250)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	4000	16.8	14.0

Tabla 4. Valores de algunos parámetros del Flexinol.

La resistencia óhmica baja asegura un consumo de potencia no demasiado elevado como puede comprobarse mediante el siguiente cálculo:

$$P = I^2 * R' * L$$

Siendo:

$P = \text{potencia eléctrica consumida}$

$I = \text{corriente a través del alambre} = 4 \text{ A}$

$R' = \text{resistividad de un alambre de } 508 \mu\text{m} = 4.3 \Omega/\text{m}$

$L = \text{longitud del alambre} = 0.35 \text{ m}$

Con estos datos se calcula la potencia consumida:

$P = 24.08 \text{ W}$

La contracción del Flexinol depende únicamente del calentamiento del material, así como la dilatación depende solo del enfriamiento. Aplicar corrientes elevadas durante cortos periodos de tiempo provoca un calentamiento rápido del material. Puede calentarse tan rápido que el factor limitador no es la velocidad a la que ocurre el calentamiento sino el esfuerzo generado por un movimiento tan rápido. Si el alambre está unido a una carga, la inercia de la misma puede suponer un sobreesfuerzo para el alambre, dañándose en el proceso. Para realizar contracciones muy rápidas, la fuerza de inercia debe mantenerse baja y la corriente debe aplicarse en forma de picos de corriente elevados y cortos. Con este método, Dynalloy asegura que pueden alcanzarse 100 °C en 1 ms. En ciertas aplicaciones puede ser necesario calentar rápidamente el alambre y a continuación mantenerlo activo durante cierto tiempo. Para esto, la corriente de activación debe tener dos fases: un pulso corto de corriente elevada para contraer el actuador y una corriente menor para mantenerlo caliente sin sobrecalentarlo. Para aplicar dicho método es necesario conocer la temperatura del nitinol, o al menos tener una estimación de la misma.

Para reducir el tiempo de enfriamiento existen varias alternativas. La más sencilla es usar un alambre con un diámetro pequeño: cuanto más pequeño es el diámetro, mayor es la relación entre la superficie y la masa del alambre y mayor la velocidad de enfriamiento. Para conseguir la fuerza deseada pueden usarse varios alambres de diámetro pequeño en paralelo. También puede usarse un alambre con una temperatura de transición mayor, que se contraerá y dilatará a temperaturas mayores. En consecuencia, el diferencial de temperatura entre la temperatura ambiente y la temperatura del material es mayor y por tanto la temperatura del alambre se reducirá por debajo de su temperatura de transición rápidamente, como respuesta a la mayor velocidad de pérdida de

calor. Otra opción consiste en usar métodos de refrigeración como aire forzado, refrigerantes líquidos, disipadores de calor o mediante un aumento de la deformación (lo cual aumenta la temperatura de transición). El tiempo de relajación puede ser de una fracción de milisegundo con la disipación adecuada. La tabla 5 muestra las distintas mejoras de la velocidad de enfriamiento que pueden obtenerse con estos métodos.

	Improvement in Speed
Increasing Stress	1.2:1
Using Higher Temperature Wire	2:1
Using Solid Heat Sink materials	2:1
Forced Air	4:1
Heat Conductive Grease	10:1
Oil Immersion	25:1
Water with Glycol	100:1

Tabla 5. Efectos relativos de los métodos de refrigeración.

Emplear estos métodos requiere valores mayores de calor o corriente para mover el actuador y mantenerlo en una posición determinada. La consecuencia de esto es una pérdida de rendimiento.



3. Estado del arte.

3.1. Introducción.

Desde su descubrimiento en 1959 [22][23][24], la aleación con memoria de forma compuesta por níquel y titanio conocida como nitinol ha ido ganando en usos y aplicaciones, apareciendo dispositivos basados en este material en medicina, ingeniería aeroespacial, automoción, automática, productos de consumo...

Sin embargo el uso del nitinol en actuadores, donde tiene un gran potencial, no está muy extendido. La mayor parte de la producción anual de nitinol es utilizada en dispositivos superelásticos como antenas para teléfonos móviles, monturas para gafas y dispositivos médicos, sobre todo alambres de guiado de catéteres, ortodoncias o *stents* (endoprótesis vasculares) [25].

El uso de aleaciones con memoria de forma en el campo de los actuadores está motivado, entre otras razones, por la capacidad que tienen estas aleaciones de entregar una gran cantidad de trabajo con un pequeño volumen del material. Ciclos repetidos de un 3% de deformación con una tensión de 200 mPa producen más de un julio de trabajo de salida por ciclo, lo que se encuentra entre las mayores densidades de trabajo conocidas [26].

3.2. Primeras investigaciones.

La introducción del nitinol en aplicaciones de consumo fue muy lenta debido a los problemas iniciales en su manufactura y principalmente debido a su elevado precio [27]. Uno de los problemas más graves que se tuvieron inicialmente fueron las diferencias existentes entre los distintos lotes de nitinol que se fabricaban. Lotes que supuestamente eran iguales tenían distintas temperaturas de transición. Pese a no suponer un problema para las pruebas que se hacían en los laboratorios, esta inconsistencia en la fabricación suponía un obstáculo para la manufactura de materiales para la ingeniería [28]. El equipo de investigadores descubridor de las peculiares propiedades del nitinol centró sus esfuerzos en refinar el proceso de manufactura hasta haber

eliminado todos los errores [29][30].

Uno de los primeros dispositivos comerciales en usar el nitinol fue un conector para líneas hidráulicas que consistía en un tubo de nitinol pretensado para contraerse y de esta manera sujetar firmemente los dos extremos de un tubo [31]. Este dispositivo fue comercializado en 1969 por la Corporación Raychem bajo el nombre Cryofit [32][33]. Con este dispositivo se solucionaba el problema del acoplo de líneas hidráulicas del caza F-14 de la Corporación Grumman Aerospace. Este dispositivo sigue usándose hoy en día en los cazas F-14, así como en aplicaciones industriales similares [32].

Otra de las primeras aplicaciones comerciales en las que se uso el nitinol fue en la fabricación de ortodoncias [34]. El Doctor en Cirugía Dental de la Universidad de Iowa, George B. Andreasen, desarrolló el nitinol para su uso en ortodoncia. En una serie de tests de doblado, Andreasen descubrió que los alambres de nitinol tenían una tensión de recuperación diez veces mayor que la del acero inoxidable. Esta gran tensión de recuperación combinada con un módulo elástico pequeño hacen que sólo un alambre de nitinol sea necesario para la mayoría de los procedimientos de enderezamiento de dientes, lo cual evita el cambio continuo de ortodoncias de acero cada vez más gruesas a medida que los dientes son enderezados.

Gracias a la utilización de técnicas de fabricación mejoradas, el uso del nitinol en aplicaciones comerciales se vio incrementado a lo largo de las décadas de 1970 y 1980. El nitinol comenzó a utilizarse cada vez en más productos, tales como productos médicos, productos de seguridad, productos militares e incluso en ropa interior de mujer. A continuación se presenta una visión general de algunas de estas aplicaciones.

3.3. Usos en el campo de la medicina.

El uso del nitinol en aplicaciones médicas está bastante extendido, principalmente porque el material es biocompatible y el cuerpo no lo rechaza.

Uno de los usos que se le da al nitinol en medicina en el campo de la cirugía ortopédica tiene lugar desde que la FDA estadounidense aprobó en 1989 el uso de un dispositivo basado en este material. El dispositivo en cuestión es el Mitek Anchor de

Mitek Surgical Products, que se usa para curar roturas de ligamentos y tendones. Normalmente tratar una lesión de este tipo supone la inmovilización de la extremidad afectada hasta que el tejido se vuelve a soldar al hueso, o bien cirugía con tornillos y grapas para unir los músculos al hueso. Esta cirugía resulta cara, aparatosa e invasiva. Mitel Anchor es mucho más pequeño que estos dispositivos y se implantan con cirugía menor, introduciéndolo a través de pequeñas incisiones en el cuerpo. El dispositivo consiste en un pequeño ancla con dos brazos que se enganchan a los huesos. El dispositivo se introduce a través de las incisiones en forma comprimida, y gracias a la temperatura corporal se calienta y recupera su forma de ancla [35]. Médicos de la antigua Unión Soviética usaban tablillas de nitinol con las que se pueden curar pequeñas fracturas mucho más rápido que con tablillas convencionales. Además de sujetar los huesos de forma más segura, estas tablillas empujan los huesos entre sí haciendo que se suelden más rápido [36].

Uno de los campos de la medicina en los que más ha influido el uso del nitinol es en la cirugía cardiovascular. El radiólogo Dr. Morris Simon patentó en 1989 un filtro sanguíneo que puede colocarse en las venas para retener coágulos de sangre sin necesidad de cirugía [37]. Los coágulos sanguíneos matan a unas 300000 personas cada año en los Estados Unidos y la cirugía necesaria para implantar filtros sanguíneos es cara y peligrosa. A los alambres que componen el filtro del Dr. Simon se les da una forma de champiñón con una temperatura de transformación algo por debajo de la temperatura corporal. A continuación se enfrían y se estiran muy por debajo de la temperatura corporal. El dispositivo se introduce en la vena a través de un catéter, y al calentarse gracias a la temperatura corporal el dispositivo recupera su forma de champiñón y se sujeta a las paredes de la vena. El filtro captura los coágulos y los retiene hasta que se disuelven de forma natural [38-40]. En la figura 14 puede verse cómo el filtro cambia de forma según se calienta.

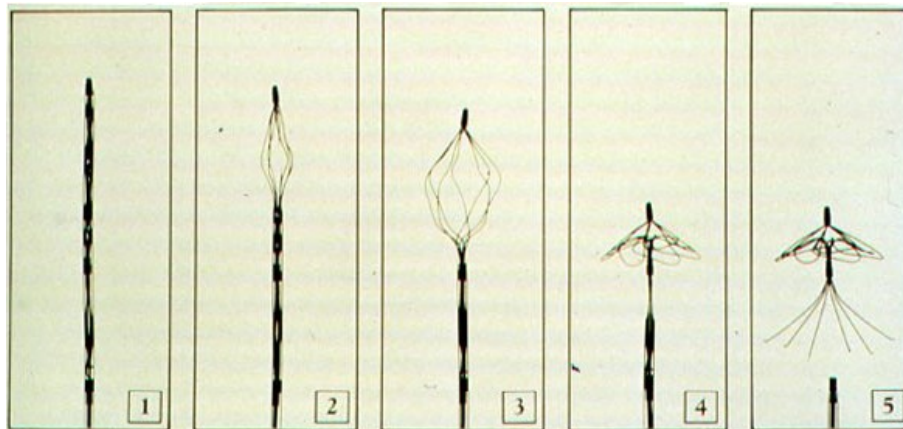


Fig. 14. Filtro sanguíneo del Dr. Simon.

Cirujanos cardiovasculares de Moscú han ideado una prótesis de nitinol diseñada para reforzar secciones de vasos sanguíneos. Un pequeño alambre de nitinol es introducido en un vaso sanguíneo y al calentarse por medio de la temperatura corporal adopta una forma en espiral [41].

La Catheter Research Corporation de Indianápolis comercializa un catéter dirijible para la colocación de microinstrumentos médicos, medicamentos y electrodos en los vasos sanguíneos. La punta del catéter está hecha de nitinol y es controlada electrónicamente [42][43].

El nitinol se emplea también para el tratamiento de la escoliosis, una inclinación y torsión de la columna vertebral. En los casos más graves de esta afección se requiere una cirugía en la que se atornilla una barra rígida a las vértebras para mantener la columna rígida. Usando nitinol se puede aplicar una fuerza correctiva durante varias semanas en vez de la fuerza transitoria obtenida con el método de la barra, obteniéndose una corrección mejor ya que se modifica tanto la inclinación como la torsión de la columna [44].

Earl Angulo diseñó un instrumento para la extracción de objetos de órganos humanos como el canal auditivo que evita los riesgos de usar instrumentos grandes y rígidos en zonas tan delicadas. El dispositivo consiste en un lazo pequeño y plano de nitinol para una inserción fácil más allá del objeto alojado en el canal auditivo. El material es calentado haciendo pasar corriente eléctrica a través suyo, adoptando una forma de gancho que permite al médico coger y extraer el objeto [45].

Sin ser una aplicación estrictamente médica, el nitinol se usa también en la fabricación de monturas de gafas [32]. En la década de 1980, investigadores en Silicon Valley comenzaron a experimentar con este uso de este material. Después de varios años de investigación y desarrollo en los Estados Unidos y Japón, la empresa Marchon & Marcolin Eyewear comenzó la comercialización de monturas de gafas de nitinol en 1988 [46]. Las monturas de nitinol son más duraderas que las convencionales, además de ser resistentes a la corrosión, y pueden recuperar su forma si se introducen en agua caliente [47].

3.4. Usos en el campo de la energía.

Una de las primeras aplicaciones en la que se usó el nitinol con éxito fue en motores térmicos. Debido a las propiedades del nitinol resulta muy sencillo convertir la energía térmica en energía mecánica. Existen multitud de prototipos de motores térmicos que usan elementos de nitinol como conversores de energía, como el de la figura 15. Estos motores tienen una eficiencia pequeña, pero una gran densidad de potencia. Algunas investigaciones han tratado de solventar el problema de la eficiencia energética, utilizando actuadores de distintos diámetros o distintas temperaturas de actuación [28].

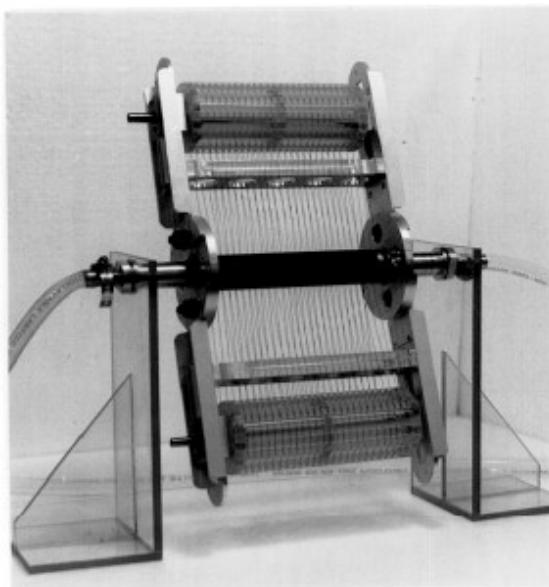


Fig. 15. Motor térmico con actuadores de nitinol.

El principio de funcionamiento de estos motores se basa en el cambio de estado del nitinol cuando pasa por dos baños de agua, uno caliente y el otro frío. El agua caliente contrae el nitinol

mientras que el agua fría lo expande. La fuerza y torque resultantes provocan el movimiento del motor, pudiendo este de forma teórica generar electricidad, impulsar un avión o mover un coche... [28]. Para ser prácticos, estos motores deben proporcionar cientos de kilowatios, pero esto resulta mucho más difícil de lo previsto. El aumento de potencia se detuvo en torno a un kilowatio por problemas de ingeniería y problemas económicos. La necesidad de mover de forma cíclica grandes masas de metal para obtener una potencia elevada requiere un control muy preciso de los flujos, temperaturas, fuerzas y rozamiento. Otro de los problemas es el coste, mucho mayor que el coste de utilizar petróleo [25].

Debido a estos problemas, los motores térmicos de nitinol se usan en juguetes educativos como el Thermobile de ITI [48]. El movimiento de este motor de juguete se consigue gracias a un alambre de nitinol que da varias vueltas alrededor de dos poleas. Al introducir un extremo en agua caliente, el nitinol se contrae y el torque resultante hace que giren las poleas [49]. Antes de que ITI desarrollase nuevas tecnologías para el tratamiento del nitinol, el efecto memoria de los alambres disminuía después de entre 10^4 y 10^5 ciclos, además de que la soldadura que unía los extremos del alambre de nitinol para formar un lazo continuo fallaba tras 10^3 ciclos [50]. Después de que ITI comenzase a usar nuevas técnicas para la manufactura del nitinol, construyeron un motor del tipo Thermobile que estuvo funcionando de forma continua, controlando la temperatura, durante un año y medio. Durante ese tiempo los alambres de nitinol efectuaron $2.1 \cdot 10^8$ ciclos, lo cual supone 10^4 veces la vida útil del nitinol, sin romperse y sin mostrar degradación o efectos de fatiga [51].

3.5. Usos en el campo de los actuadores.

Uno de los primeros actuadores basados en el uso del nitinol desarrollados es una bisagra para abrir las ventanas de los invernaderos cuando la temperatura dentro de los mismos alcanza valores demasiado elevados [32]. Sin embargo esta aplicación es poco práctica debido a la variación de la fuerza que hay que ejercer para abrir un mecanismo expuesto a las inclemencias del tiempo durante un tiempo prolongado.

En la industria aeroespacial se le han dado varias aplicaciones al nitinol. Entre ellas se encuentra el Frangibolt, un sistema de liberación no explosivo que utiliza la fuerza generada

por la contracción de un cilindro de nitinol para romper un tornillo y de esta manera liberar la carga. La sonda Clementine utilizó este sistema para la liberación de sus paneles solares.

Debido a la resistencia del nitinol al agua del mar, puede usarse en aplicaciones del campo de la ingeniería marítima. La Universidad de Stanford está desarrollando unos sellos resistentes a la corrosión y preparados para funcionar en ambientes de altas presiones, para su uso en pozos geotérmicos en el fondo oceánico [52].

La empresa Beta Phase tiene patentado un conector eléctrico hecho de nitinol. Cuando estos conectores son calentados adoptan una forma predeterminada de fábrica, ejerciendo una fuerza que abre o cierra las conexiones eléctricas entre componentes [53].

Una de las grandes empresas que lleva a cabo investigaciones de los posibles usos del nitinol es Boeing. Esta empresa ha patentado un sistema de alineamiento de precisión para rayos láser que utiliza un dispositivo de nitinol. Gracias a este actuador no es necesario usar complejos mecanismos mecánicos para la alineación de los haces láser. También están usando nitinol en el sistema de posicionamiento de la antena en un radar avanzado de ondas milimétricas que fabrica Boeing. Esta empresa está investigando también como los dispositivos de nitinol pueden sustituir motores, poleas y engranajes en aviones y sistemas de armamento [54].

Existe una válvula de nitinol para cafeteras que se abre permitiendo el paso del agua hacia los granos de café cuando esta alcanza una temperatura predeterminada [46].

Una válvula similar a la anterior se comercializa como dispositivo antiquemaduras para duchas. Si el agua alcanza una temperatura peligrosa, la válvula se cierra impidiendo el paso del agua [55].

En algunas de las transmisiones para vehículos de Daimler-Benz se usa una válvula de nitinol para compensar el cambio de viscosidad con la temperatura [56].

El Laboratorio Batelle Columbus de Ohio ha desarrollado un aspersor antiincendios en el que la contracción de un elemento de nitinol, usado como un sensor de temperatura, libera el agua. El

tiempo de respuesta desde que se da el fuego hasta que se libera el agua se ha visto reducido de forma significativa con respecto a los aspersores convencionales. Además este aspersor puede apagarse una vez sofocado el incendio, gracias al efecto de memoria de forma de doble sentido [57-60].

El juguete *Space Wings* utiliza alambre de nitinol junto con un circuito electrónico que lo calienta por medio de la corriente eléctrica para mover un par de alas. Al calentarse el alambre se contrae batiendo las alas. Cuando el alambre se enfría las alas realizan el movimiento opuesto. Este ciclo se repite de forma indefinida y el juguete se mueve aleteando [61].

3.5.1. Actuadores de sistemas robóticos.

Aunque los artículos publicados acerca de actuadores robóticos basados en SMAs son pocos y no terminan de resolver el problema de su validez práctica y su fiabilidad, las investigaciones llevadas a cabo en el campo de los materiales con memoria de forma arrojan algunos datos que muestran ciertas ventajas del uso de estos materiales sobre los actuadores robóticos convencionales. Su peso y tamaño son considerablemente inferiores a los de los actuadores utilizados hoy en día, además de que su fuerza de recuperación por unidad de peso es mucho mayor que la ejercida por otros tipos de mecanismos de actuación [62]. Otra ventaja sobre los sistemas convencionales es su simplicidad, tanto constitutiva como de actuación.

Hirose et ál. [63] diseñaron un actuador que empleaba una configuración de los elementos SMA llamada ξ -array. En esta configuración los elementos activos, que consisten en un conjunto de muelles helicoidales, están conectados eléctricamente en serie. Estos muelles trabajan mecánicamente en paralelo contra un pistón móvil. La configuración ξ -array fue utilizada por Ikuta et ál. [64] en el desarrollo de un servomotor basado en el uso de SMAs. Este sistema usa la resistencia eléctrica como realimentación para controlarlo ya que esta varía con el porcentaje de austenita en la aleación, y por tanto varía con la temperatura. Con este servomotor se fabricó un endoscopio activo.

Kuribayashi diseñó un actuador formado por dos alambres de nitinol. Para este sistema desarrolló un modelo matemático tanto del mecanismo de actuación como del sistema de control y

demostró la validez de estos modelos con una serie de pruebas experimentales [62].

El pequeño robot hexápodo GJ-M y otros robots similares utilizan alambres de nitinol como músculos para generar el movimiento de las patas. Estos alambres sustituyen a los motores como elementos generadores de movimiento permitiendo el diseño de robots pequeños, ligeros y silenciosos [65][66].

En los últimos años se están llevando a cabo varias investigaciones acerca del uso de actuadores de nitinol como músculos artificiales para manos robóticas. Chaudhuri y Fredericksen propusieron algunos diseños de músculos para manos robóticas hechos de aleaciones con memoria de forma [67]. Hitachi mostró que es posible diseñar una mano robótica funcional utilizando músculos SMA, pero sin realizar un estudio de los problemas de control y refrigeración que supone el uso de estos materiales [68].

I. Mihalcz et ál. [69] desarrollaron un prototipo de mano biomecánica actuada por músculos de nitinol. Cada uno de los cinco dedos es actuado por cuatro alambres de nitinol, conectados a la parte superior e inferior del dedo en ambos lados. Esta mano se diseñó para su uso en manipulación flexible.

La mano Fingerspelling desarrollada por Oaktree Automation es otro ejemplo de mano robótica actuada por músculos de nitinol, en concreto de la marca comercial Flexinol. Esta mano usa 108 alambres de 250 micras funcionando en paralelo. Esta mano se emplea para comunicación con personas sordas utilizando el alfabeto dactológico [4].

K. J. DeLaurentis et ál. [70] fabricaron un prototipo de dedo ligero de aluminio para manos robóticas que usa alambres de nitinol como músculos. Estos alambres están embebidos en los dedos. El control empleado por estos autores es en lazo abierto y concluyeron que el funcionamiento del nitinol es mejor con un control por ordenador en lazo cerrado.

K. Yang y C. L. Gu diseñaron un prototipo de mano robótica de tres dedos también con músculos de nitinol embebidos en los dedos, con la que llevaron a cabo varios experimentos de agarre. Esta mano emplea un sistema de control en lazo cerrado que utiliza la resistencia del alambre de nitinol como valor de realimentación

[71]. El problema de dicho sistema es la poca precisión del control empleando la impedancia como valor de realimentación.

Recientemente se han propuesto algunos diseños de actuadores para manos robóticas que permiten diseñar manos con un gran número de grados de libertad sin que el control de las mismas sea demasiado complejo. Asada et ál. [72] desarrollaron un sistema llamado estructura de matriz celular consistente en una matriz de pequeños actuadores SMA. El objetivo de este sistema es reducir el número de segmentos controlados de forma independiente agrupándolos en clústers controlados de forma simultánea. Con este actuador fabricaron una mano de cinco dedos que reproduce los ocho agarres básicos que puede realizar una mano. Más adelante, Asada et ál. [73] diseñaron otro sistema de actuadores basado en una matriz de segmentos SMA. Para este sistema utilizaron un tipo de control conocido como *segmented binary control* para activar grupos de segmentos llamados C-segmentos. Con este sistema se consigue reducir el número de señales de control manteniendo un elevado número de grados de libertad. Utilizando esta matriz de segmentos fabricaron una mano de 16 grados de libertad capaz de recrear 16 posturas de agarre controlando 8 C-segmentos. En teoría se pueden generar hasta 256 posturas de agarre distintas usando 8 C-segmentos. El inconveniente de estos dos sistemas es la complejidad de la parte mecánica, debido a la configuración de pequeños segmentos de nitinol.

Uno de los aspectos más importantes que hay que tener en cuenta al diseñar actuadores de nitinol es la fase de enfriamiento. En la fase de calentamiento el material responde muy rápido. Hashimoto et ál. [74] consiguieron, para un alambre de nitinol de 1 mm de diámetro y 200 mm de longitud, una velocidad de contracción de 0.03 m/s con una potencia de entrada de 200 W. Sin embargo la respuesta del actuador es lenta al enfriarse. La relación de enfriamiento es proporcional a la relación entre la superficie del material y su capacidad calorífica. Además, la velocidad de enfriamiento depende mucho del método de refrigeración empleado. Hashimoto realizó varias pruebas de refrigeración con un alambre de nitinol de 0.8 mm de diámetro empleando varios métodos de refrigeración como el enfriamiento en aire, ventilación, enfriamiento con agua y disipadores de calor, mostrando que el mejor rendimiento se obtiene mediante el uso de disipadores, con una relación de enfriamiento de 21 °C/s. Hashimoto utilizó este método de refrigeración en un actuador consistente en un elemento

activo de nitinol sujeto a un muelle, para la pierna de un robot bípedo.

Otros autores se han enfrentado al problema de la baja velocidad de enfriamiento del nitinol, que reduce el ancho de banda del mismo. Bergamasco et ál. [75] diseñaron un motor lineal que utiliza como elementos activos dos muelles de nitinol en una configuración push-pull. Este sistema emplea un circuito de enfriamiento activo por agua. Con este dispositivo lograron frecuencias de funcionamiento de entre 1 Hz y 2 Hz, mayores que lo que se había conseguido hasta entonces para configuraciones similares [76][77].

Reynaerts y Van Brussel diseñaron un actuador de alto rendimiento para las articulaciones de una mano robótica (ver figura 16). Para lograr que el enfriamiento fuese más rápido utilizaron alambres de nitinol de sección rectangular, lo cual mejora la transferencia de calor al tener mayor superficie. Además, su sistema usaba refrigeración mediante aceite. Con este actuador lograron frecuencias de funcionamiento por encima de los 2 Hz, pudiendo aumentarse mediante el uso de otros refrigerantes [78].

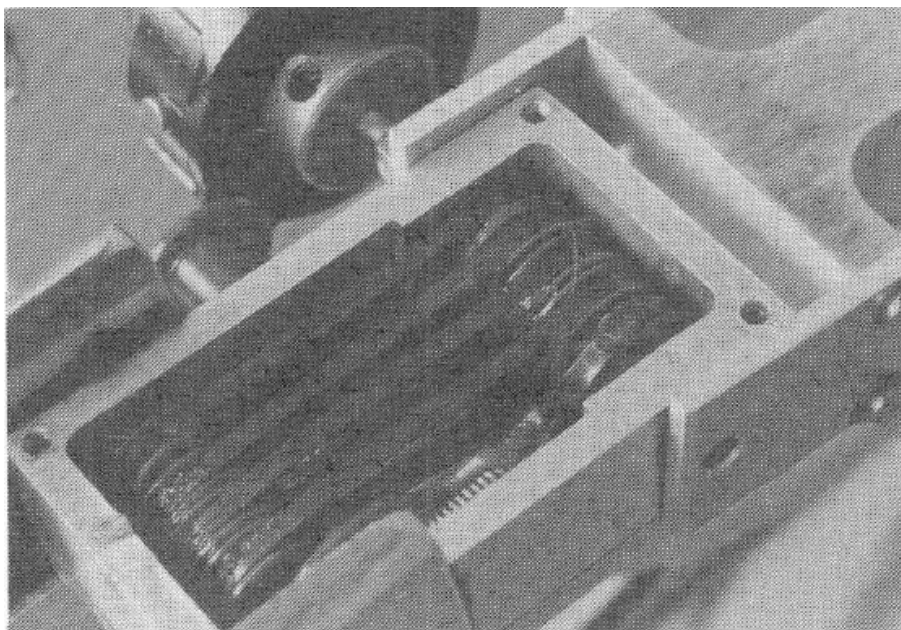


Fig. 16. Actuador de alto rendimiento de Reynaerts y Van Brussel.

O. K. Rediniotis y D. C. Lagoudas [79] demostraron que pueden obtenerse frecuencias de funcionamiento superiores a 20 Hz al utilizar actuadores SMA consistentes en una fina capa del material, de unos 6 μm de grosor. Además dejaron una puerta abierta a la obtención de anchos de banda de entre 50 Hz y 100 Hz

utilizando refrigeración activa y haciendo que el SMA no realice una transformación de fase completa.

D. D. Shin et ál. [80] obtuvieron frecuencias de trabajo de hasta 100 Hz con una bomba hidráulica compacta que usa como elemento activo una membrana de nitinol de 10 μm . El flujo de líquido que bombea el dispositivo funciona como refrigeración activa, permitiendo obtener los anchos de banda predichos por Rediniotis.

Otra solución para el problema de la velocidad de enfriamiento es la propuesta por I. W. Hunter et ál [81]. En vez de utilizar un sistema de refrigeración, modificaron las propiedades del nitinol aplicando pulsos muy breves de corriente muy elevada al mismo tiempo que sometían el material a ciclos de estiramiento y encogimiento. Con este método consiguieron reducir el tiempo de enfriamiento de aproximadamente 1 s a 300 ms para un alambre de nitinol de 0.8 mm de diámetro y 100 mm de longitud.

El otro gran problema al que hay que enfrentarse al utilizar actuadores de nitinol en un sistema robótico es la dificultad de controlar el dispositivo debido a su dinámica no lineal, a la elevada dependencia de la respuesta del sistema con los cambios de temperatura y a la impredecibilidad del material ante voltajes bajos [5]. Esto significa que con bajas entradas de voltaje se obtiene un comportamiento caótico por lo que los controladores convencionales no son válidos para tareas de alta precisión.

Autores como Madill y Wang [82], Reynaerts y Van Brussel [78] o Ikuta et ál. [64] estudiaron el uso de controles clásicos PI, PD y PID. En concreto, el trabajo de Ikuta et ál. usa un control PID con una señal de salida PWM, que toma el valor de la resistencia ómica del nitinol como señal de realimentación, ya que la resistencia varía según la transformación del SMA, y por tanto depende de la temperatura.

El controlador PID propuesto por Reynaerts y Van Brussel [78] utiliza el modelo de histéresis de la rotación del actuador frente a la potencia de entrada para estimar la potencia necesaria para mantener el actuador en una posición determinada. Como señal de realimentación se usa la posición angular del actuador, proporcionada por un sensor de efecto hall montado en la articulación. Además, el controlador tiene una limitación de potencia de 80 W para evitar quemar el material. La respuesta

obtenida con este control no es todo lo precisa que debería, debido a la no linealidad del nitinol.

Troisfontaine et ál. [83] diseñaron un control PI que utiliza como señal de realimentación el valor de la temperatura. El mismo año de esta investigación, Grant y Hayward [84] controlaron una pareja de actuadores de nitinol antagonistas, consistentes en varios alambres de forma helicoidal, mediante un control de estructura variable (VSC). En función del error de desplazamiento el controlador hace que se alterne la acción de los distintos alambres, y en función de la posición del actuador el sistema proporciona un nivel de corriente determinado.

Otra opción para controlar un actuador SMA es utilizar un control en lazo abierto que use un modelo matemático de simulación del comportamiento del material. Algunos estudios orientados a la obtención de un modelo matemático que describa la relación tensión-deformación-temperatura son los llevados a cabo por Aernoudt et ál. [85], Favier [86] o Liang y Rogers [87]. Falvo et ál. [88] desarrollaron un modelo matemático del efecto de memoria de forma de doble sentido que permite realizar simulaciones en tiempo real del comportamiento histérico de la deformación en función de la temperatura.

Uno de los modelos matemáticos más completos que hay es el publicado por Meier y Oelschlaeger [89]. Este modelo toma en consideración multitud de parámetros, tales como corrientes variables y cargas variables como muelles, y parámetros que dependen de la mezcla entre martensita y austenita como el coeficiente de transferencia de calor por convección, la influencia del esfuerzo en las temperaturas de transformación, la expansión térmica, la elongación elástica, la resistencia óhmica y la geometría. Al tomar en cuenta estos parámetros se pierde la simplicidad de modelos anteriores, pero se obtiene un modelo de gran calidad y precisión. Además, para poder realizar las simulaciones de la respuesta temporal de un alambre recto de nitinol durante la transformación de fase, los autores crearon un modelo de MATLAB Simulink.

Ya que el nitinol es un sistema no lineal, para controlarlo podrían usarse los métodos de control de sistemas no lineales como controles de lógica borrosa o redes neuronales. Asua et ál. [90] desarrollaron un controlador basado en una red neuronal entrenada para implementar la histéresis inversa que combinaron

con un control tipo PI con antiwindup. Demostraron que de esta manera se pueden obtener precisiones cercanas a la micra. Además este controlador no requiere señales de control elevadas por lo que se tiene un sistema más fiable y el nitinol sufre una degradación menor.

3.6. Microdispositivos.

Una de las características del nitinol es que puede ser activado por medio de corriente eléctrica. Por esta razón es sencillo usarlo como actuador. Esta característica es especialmente útil en dispositivos menores de un milímetro. La eficiencia termodinámica es irrelevante en ciertos casos y el enfriamiento es rápido, sobretodo en películas finas en las que la superficie es grande en comparación con su volumen. Por esto es posible obtener un ancho de banda por encima de un kilohercio en el aire.

Las principales características del nitinol, la memoria de forma y la superelasticidad, se mantienen a tan pequeña escala [91]. Componentes como sensores, válvulas y canales se pueden integrar en el mismo sustrato, lo que supone que puede fabricarse una gran variedad de dispositivos miniaturizados como interruptores, microposicionadores o sistemas micro-robóticos. Actualmente se están desarrollando productos como el array de válvulas de la figura 17. Los cuatro actuadores de nitinol están formados en un sustrato de silicio de 1 cm por 1.4 cm y operan a una potencia de 0.25 W. Este dispositivo se usa por ejemplo en la síntesis de ADN [25].

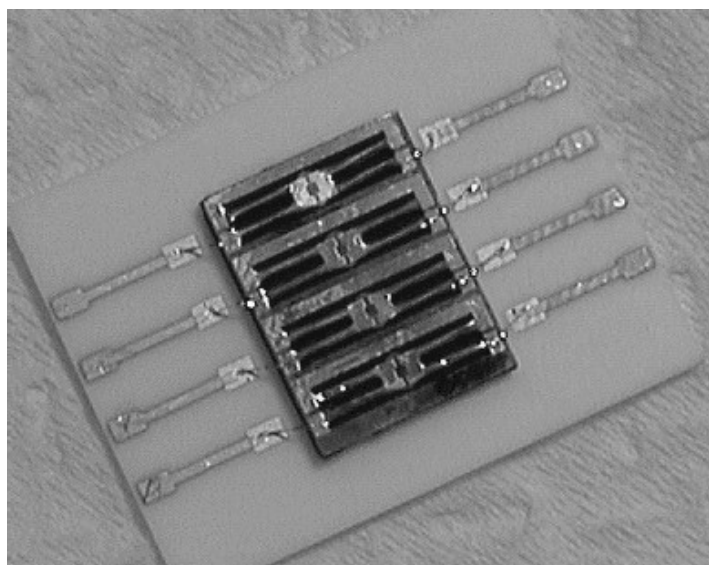


Fig. 17. Array de válvulas de nitinol.

Una de las preocupaciones de los desarrolladores de aplicaciones con aleaciones con memoria de forma es la fatiga del material. Estos microdispositivos han demostrado tener una vida útil de millones de ciclos.

Conforme se refinan las técnicas de fabricación de dispositivos de nitinol de tan pequeño tamaño, la escala se ve progresivamente reducida y surgirán nuevos actuadores como microposicionadores para sistemas de conmutación de fibra óptica, microactuadores para los espejos de los escáneres, actuadores para el cabezal de los lectores de CD o como microrelés biestado.

3.7. Conclusiones.

Según los estudios analizados se conocen los factores fundamentales a tener en cuenta para el diseño del actuador.

Es necesario un estudio del comportamiento termodinámico del sistema, haciendo hincapié en el tiempo de enfriamiento y desarrollando sistemas nuevos de refrigeración que disminuyan este tiempo.

Durante las fases de deformación y recuperación del cable del ciclo de histéresis, los valores de las pendientes son muy elevados y un control proporcional requiere de una elevada frecuencia de control. El tiempo de deformación en el proceso de calentamiento es del orden de milisegundos, por tanto, el ancho de banda (sin tener en cuenta la limitación del enfriamiento) debe de ser elevado y del orden de KHz.

Se han realizado modelos del ciclo de histéresis del material, conociendo los valores de temperatura en cada instante. De manera práctica no se ha intentado. La medición directa de la temperatura no se consigue realizar de manera rápida con ningún sensor. Se puede realizar el control midiendo la deformación del nitinol de manera directa o a través del desplazamiento del actuador, que sí son variables lineales fácilmente medibles. El mayor problema es conseguir acoplar un sensor al actuador, cuyo tamaño y peso sean mínimos, y que no introduzca ruidos ni rozamiento en el sistema.



4. Diseño e implementación.

En el siguiente capítulo se analizan los requisitos que debe cumplir el sistema de actuación para a continuación explicar el diseño y funcionamiento del prototipo según estos requisitos. El diseño comprende tanto el hardware del sistema como el software del mismo.

En cuanto al hardware se pueden diferenciar dos partes:

- Una estructura que contiene a los alambres de nitinol y que pueda ser sumergida en una cubeta con líquido refrigerante.
- El sistema electrónico que tiene la función de controlar los actuadores de nitinol regulando la corriente que circula por los mismos. Este sistema se compone de:
 1. Un circuito que regula la corriente que circula a través de los músculos.
 2. Un microcontrolador que controla el funcionamiento del circuito anterior y se comunica con un PC para recibir los comandos de control.
 3. Una serie de sensores de posición que miden las posiciones de las articulaciones del dedo y envían esta información al PC para que este genere los comandos de control correspondientes.

Por otro lado, el software del sistema consiste en:

- Un algoritmo de control implementado en MATLAB que en función de la información proporcionada por los sensores de posición del dedo, genera los comandos de control que envía al microcontrolador.
- El programa del microcontrolador que se encarga de establecer la comunicación con el PC para recibir los comandos de control y en función de estos, generar las señales de control PWM para accionar los músculos de nitinol.

Los actuadores de este sistema tienen una configuración alambre-muelle, para de esta manera recuperar totalmente la

forma en la fase de enfriamiento. Los músculos artificiales están conectados a los tendones del dedo robótico para moverlo. El dedo cuenta con sensores de posición integrados en las articulaciones. La señal generada por estos sensores es analógica por lo que hay que convertirla en una señal digital, que se conectará a un PC. El PC ejecuta el algoritmo de control implementado en MATLAB que genera los comandos de control para el microcontrolador en función de la posición de las articulaciones. El envío de los comandos de control se hace por medio de una comunicación serie mediante el protocolo RS-232. El microcontrolador genera las señales de control (señales PWM) para el circuito de regulación de corriente en función de estos comandos. Por último, el circuito regulador genera la corriente (también PWM) que activará los músculos artificiales. En la figura 18 puede verse un esquema global del sistema de actuación.

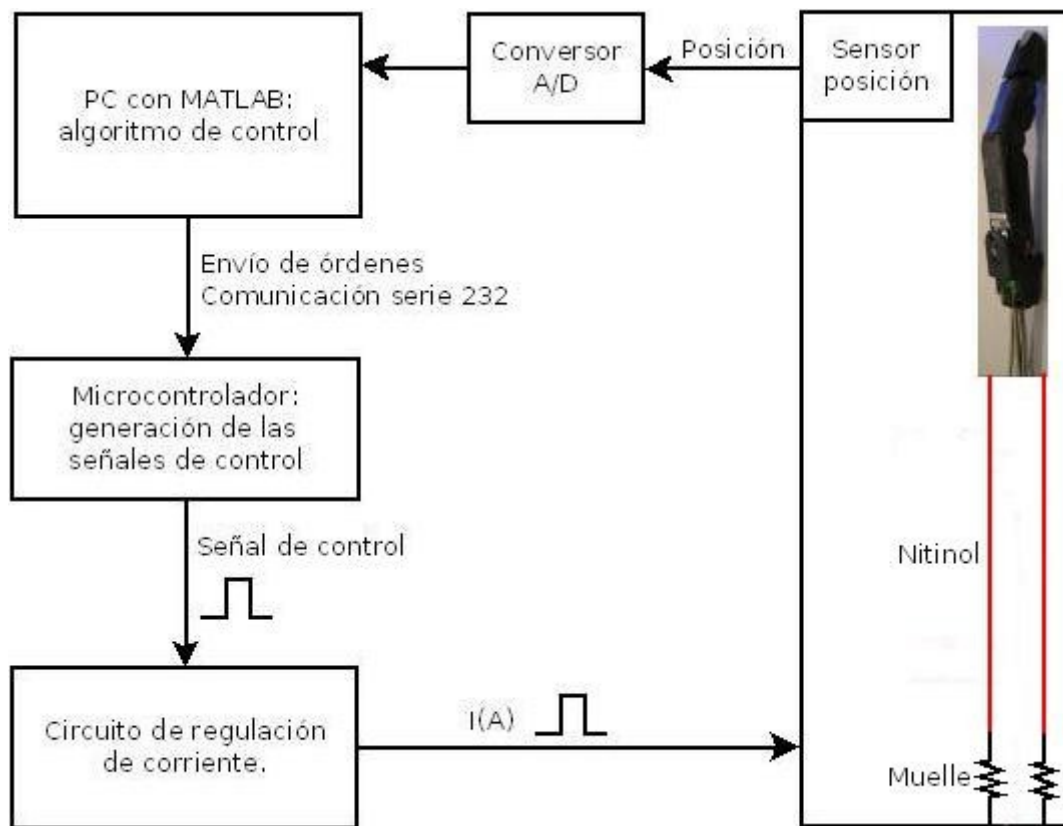


Fig. 18. Esquema del sistema completo de actuación.

4.1. Estructura de refrigeración.

En el capítulo correspondiente a la introducción y en el del estado del arte, se ha hablado de cómo puede mejorarse el tiempo de enfriamiento, y por lo tanto el ancho de banda de funcionamiento del nitinol, utilizando líquidos refrigerantes. Para poder sumergir los alambres de nitinol en el refrigerante, se ha diseñado y fabricado una estructura de metacrilato en la que están sujetos los músculos y de la cual salen los tendones que accionan el dedo robótico. Esta estructura puede sumergirse en una cubeta que contenga el líquido refrigerante. Las medidas de la estructura son 30 cm de largo en su base, 40 cm de largo en su parte superior, 11.6 cm de ancho y 4.4 cm de alto.

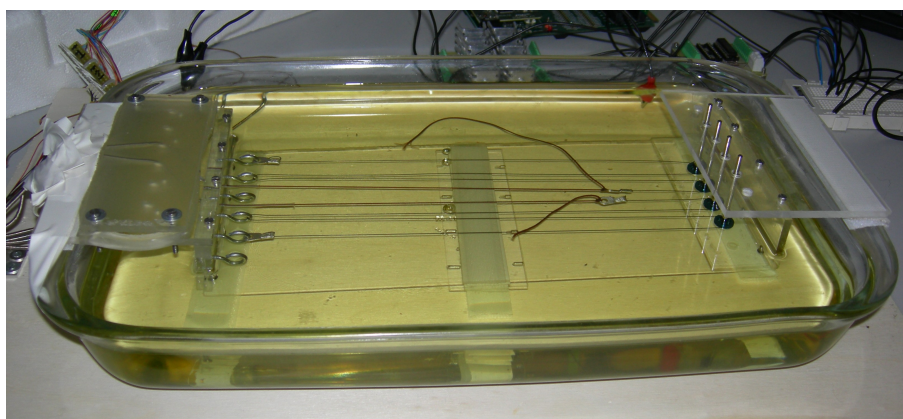


Fig. 19. Estructura de refrigeración.

4.1.1. Actuador y muelle.

Para mover una articulación del dedo de su posición de reposo a uno de sus extremos, se requiere un desplazamiento del tendón de 1 cm. Por lo tanto, el músculo de nitinol deberá contraerse esta longitud como mínimo. Sabiendo que la contracción de un alambre de nitinol es del 3% de su longitud total, se escoge una longitud del alambre de 35 cm. Con esta longitud se obtiene una contracción teórica de 1.05 cm, suficiente para mover totalmente las articulaciones.

Para poder fijar el cable al muelle y sujetarlo al tendón del dedo, se han utilizado terminales de crimpado redondos como el que puede verse en la figura 20. Se ha optado por esta solución ya que el fabricante del Flexinol no recomienda soldar el alambre, debido a productos químicos derivados del soldado que pueden

dañarlo, y a las restricciones de la temperatura.

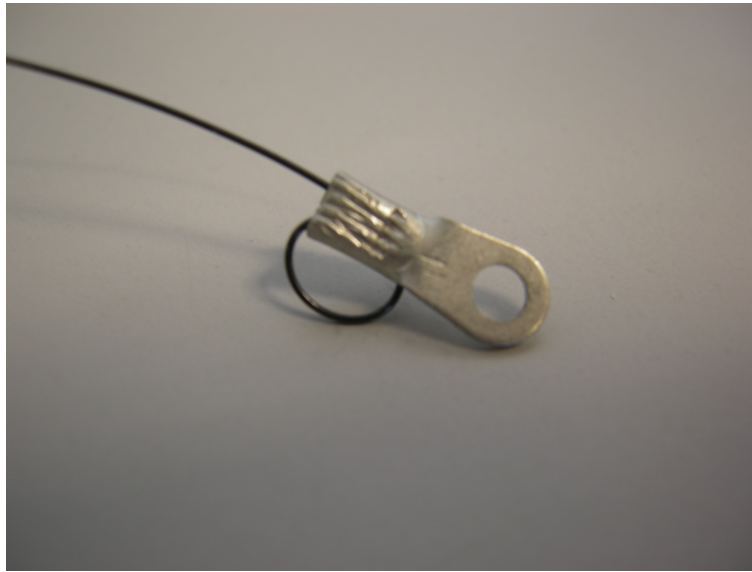


Fig. 20. Terminal de enganche del alambre.

Para seleccionar el muelle que va sujeto a uno de los extremos del actuador y a la estructura de refrigeración, se han probado tres muelles con una constante elástica distinta (ver figura 21). El objetivo de esto es establecer cuál es la constante elástica idónea para un funcionamiento óptimo del sistema.



Fig. 21. Muelles utilizados en el sistema.

Los muelles se sujetan a la estructura de refrigeración por medio de unos ganchos situados en uno de los extremos de la misma (ver figura 22). Estos ganchos son de acero y tienen un diámetro de 4 mm.

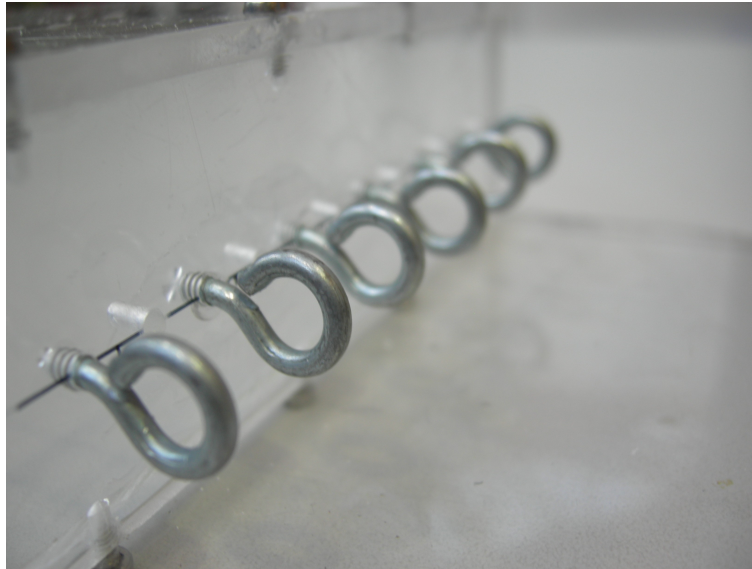


Fig. 22. Ganchos de sujeción para los muelles.

4.1.2. Polea, eje y rodamientos.

La estructura mide 25.5 cm de base. Para poder utilizar los músculos de 35 cm en ese espacio junto con los muelles, se han utilizado seis poleas, una por cada músculo. De esta manera el alambre rodea la polea y cabe en el espacio de la base de la estructura. Las poleas están situadas en el extremo opuesto al lado en el que están enganchados los músculos a la estructura y del cual salen los tendones del dedo (ver figura 23).

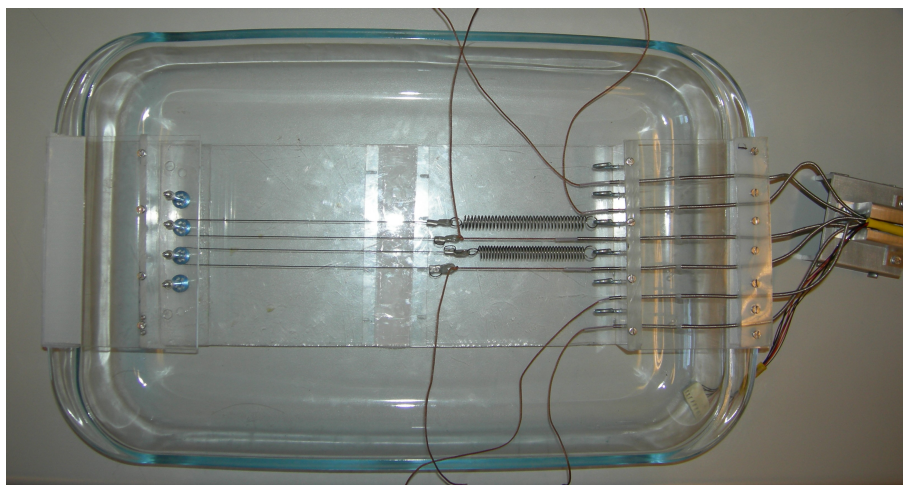


Fig. 23. Estructura de refrigeración, vista superior.

La polea gira solidaria al eje, pasando este a través de dos rodamientos, uno en cada uno de sus extremos. Los rodamientos sirven para minimizar el rozamiento y que de esta manera el alambre no sufra oposición a su contracción.

El eje está hecho de aluminio y tiene un diámetro de 2.38 mm y una longitud de 50 mm. Su superficie está rectificada y las tolerancias en su superficie son mínimas. Se ha elegido el aluminio por su ligereza, que hace que sea un buen material de cara a fabricar un futuro sistema de actuación compacto y ligero.



Fig. 24. Ejes de 2.38x50 mm.

Los rodamientos empleados son rodamientos de bolas con un diámetro interior de 2.38 mm, para que se ajusten al eje. Los rodamientos están sujetos a la estructura mediante ajuste forzado, esto es, el diámetro exterior del rodamiento es algo mayor que el diámetro del agujero en el que se aloja. De esta manera el rodamiento queda fijado a la estructura. El rodamiento tiene un diámetro exterior de 4.75 mm y el agujero en el que está introducido es de métrica 4.5. Para poder fijar el rodamiento a la estructura es necesario limar ligeramente el interior del agujero para ajustar más la medida del diámetro de este al tamaño del rodamiento.



Fig. 25. Rodamientos.

La fuerza perpendicular máxima que van a soportar los rodamientos corresponde a la fuerza que puede ejercer el alambre de Flexinol de mayor diámetro. Según la tabla 4, el alambre de 0.51 mm de diámetro puede ejercer una fuerza de 35.6 N. En la tabla 6 se puede ver como el rodamiento escogido soporta hasta 59 N de fuerza estática, por lo que puede desempeñar su función sin romperse.



bore Ø d (mm)	outer Ø D (mm)	width B (mm)	JIS/ISO	NMB designation 	NMB designation 	Da (mm)	di (mm)	ball Ø (mm)	no. of ball bear.	Dyn. C (N)	Stat. C ₀ (N)
1,0160	3,1750	1,1913	RI-2x2			2,56	1,64	0,63500	6	106	28
1,1913	3,9675	1,5875	RI-21/2			3,16	2,05	0,79375	6	158	44
1,1913	3,9675	2,3800			RI-21/ZZZ	3,43	2,05	0,79375	6	158	44
1,3970	4,7625	1,9837	RI-3			4,02	2,36	1,19062	5	264	71
1,3970	4,7625	2,7788			RI-3ZZ	4,29	2,36	1,19062	5	264	71
1,9837	6,3500	2,3800	RI-4			4,90	3,10	1,19062	6	330	99
1,9837	6,3500	3,5712			RI-4ZZ	5,23	3,10	1,19062	6	330	99
2,3800	4,7625	1,5875	RI-3332			4,13	3,00	0,79375	7	187	59
2,3800	4,7625	2,3800			RI-3332ZZ	4,28	3,00	0,79375	7	187	59
2,3800	7,9375	2,7788	RI-5			6,88	4,40	1,58750	6	563	183

Tabla 6. Características de los rodamientos.

La polea por la que pasa cada alambre de nitinol está hecha de aluminio y tiene un diámetro exterior de 8 mm. La superficie del canal interior es rayada para incrementar el rozamiento entre la polea y el alambre. El diámetro interior es compatible con el eje elegido. La polea se fija al eje por medio de un pequeño tornillo.



Fig. 26. Poleas.

4.1.3. Material de la estructura.

La fabricación de la estructura es manual por lo que se necesita un material que sea fácil de mecanizar. Además, se necesita que el material no sea conductor de la electricidad ya que algunas partes de la estructura están en contacto con los alambres de nitinol que van a conducir corriente eléctrica. También es conveniente que el material sea ligero, resistente y barato. Según estos requisitos se ha escogido el polimetilmetacrilato, o metacrilato, como material para fabricar la estructura de refrigeración. Algunas de las características de este material son:

- Gran facilidad de mecanización y moldeo.
- Se puede mecanizar en frío (serrado, esmerilado, pulido, etc). Para doblarlo hay que aplicar calor.
- No conductor.
- Ligero en comparación con materiales como el vidrio (alrededor de la mitad), con una densidad de aproximadamente 1190 kg/m^3 .
- Gran resistencia al impacto (de diez a veinte veces la del vidrio).
- Dureza similar a la del aluminio. Es fácil rallarlo con un objeto metálico.
- Muy resistente a la intemperie y a los rayos ultravioleta. Tras 10 años de exposición exterior no se aprecian efectos de envejecimiento.
- Facilidad de combustión.
- Transparencia cercana al 93%.
- Se comercializa en forma de plancha rectangular de un grosor que varía entre los 2 mm y los 120 mm.

El grosor de la plancha de metacrilato a partir de la cual se han fabricado las distintas piezas que lo componen es de 4 mm.

4.1.4. Líquido refrigerante.

Según el fabricante del Flexinol, el mejor refrigerante que puede usarse para que el enfriamiento del material sea muy rápido es el agua con glicol. El problema de usar este líquido en el

presente sistema es la conductividad del agua. Los músculos no están aislados entre sí, por lo que al sumergirlos en el refrigerante y ponerlos en funcionamiento hay un alto riesgo de producir un cortocircuito. En un sistema donde cada músculo esté aislado del resto, este es el refrigerante que mejores resultados va a proporcionar.

La siguiente opción, fijándonos en la tabla de refrigerantes proporcionada por Dynalloy (tabla 5), es la refrigeración mediante aceite. Con este refrigerante se consigue una reducción en el tiempo de enfriamiento de 25:1. El aceite es válido como refrigerante en nuestro sistema, ya que no es conductor de la electricidad. Por lo tanto, es el refrigerante que va a emplearse para la realización de las pruebas de funcionamiento del sistema. El aceite seleccionado es aceite orgánico, debido a su disponibilidad y a su precio.

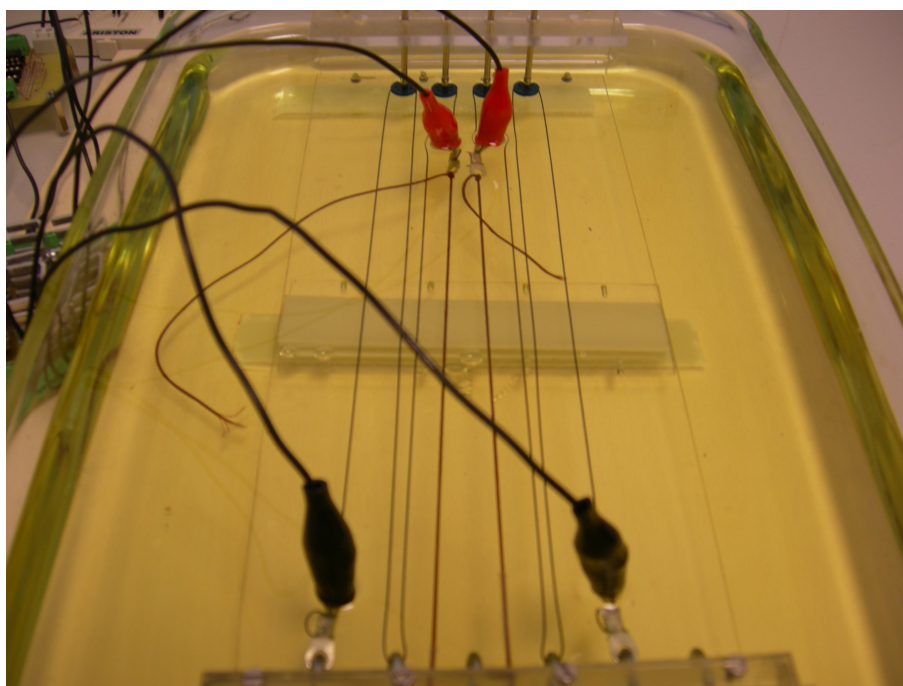


Fig. 27. Músculos sumergidos en aceite.

4.2. Sistema electrónico.

El sistema electrónico tiene la función de controlar los actuadores de nitinol regulando la corriente que circula por los mismos. También se encarga del control de la posición de las articulaciones del dedo. El sistema electrónico se divide en tres bloques:

- Microcontrolador: genera las señales de control del circuito de conmutación que regula la corriente de los actuadores. Además se comunica con un PC para recibir los comandos de control a partir de los cuales genera las señales de control.
- Circuito de conmutación: regula la corriente que circula por los actuadores de nitinol a partir de las señales de control que recibe del microcontrolador.
- Sensores de posición: miden las posiciones angulares en las que se encuentran las articulaciones del dedo. Se trata de sensores de efecto hall integrados en el dedo. La información acerca de la posición es enviada a un PC, donde es procesada por un algoritmo de control que genera los comandos de control enviados al microcontrolador.

4.2.1. Especificaciones del sistema electrónico.

Se pretende diseñar un sistema controlado por medio de un lazo cerrado que controle la posición angular de las articulaciones (ver figura 28).

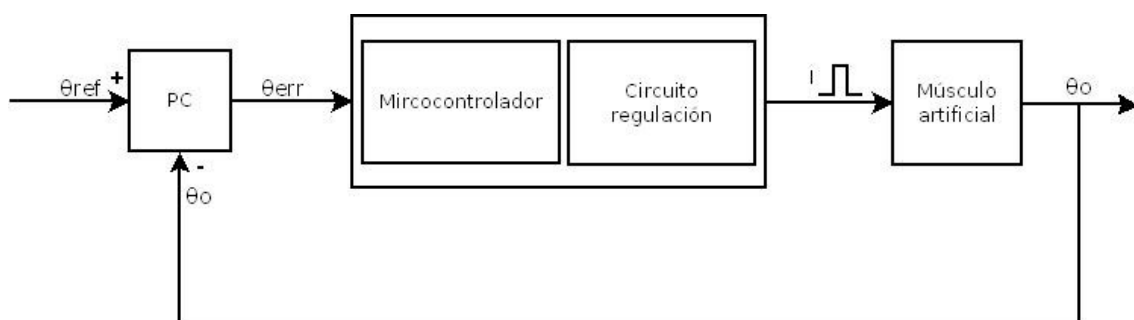


Fig. 28. Diagrama de bloques del sistema.

El tiempo mínimo necesario para cerrar el bucle de control viene determinado por el tiempo de transformación a austenita del nitinol. En nuestro caso este tiempo es de 1 ms para alcanzar la temperatura de 100 °C aplicando un pico de corriente elevado. Los tiempos de las operaciones del microcontrolador, los tiempos de conmutación del circuito de conmutación y el tiempo que tarda en transmitirse la información en las comunicaciones, deben ser en conjunto menores que el tiempo del ciclo de control de 1 ms. Por tanto este tiempo será un factor crítico a la hora de escoger los distintos elementos del sistema según sus especificaciones.

Las principales características del microcontrolador deben ser:

- Velocidad de procesamiento de 10 Mhz o superior para asegurar que los tiempos de los cálculos del microprocesador no superen el tiempo del ciclo de control.
- Puertos digitales de entrada y salida.
- Temporizador/es.
- Conversor/es A/D para una futura ampliación en la que el lazo de control se cierre en el microcontrolador.
- Comunicación mediante CAN bus para una futura ampliación en la que se integre el sistema con toda la mano, la cual gestiona las comunicaciones con éste protocolo.
- Comunicación serie.

Las especificaciones para el circuito de conmutación son:

- El uso de transistores MOSFET como elemento de conmutación de los actuadores. Los transistores MOSFET se activan por voltaje, y no necesitan una señal con mucha intensidad. Estos transistores deben tener una frecuencia de trabajo que asegure un tiempo de funcionamiento inferior al tiempo del ciclo de control.
- La corriente máxima soportada por los transistores debe ser como mínimo igual a la máxima tensión que soportan los actuadores de nitinol. Para un alambre de 0.020 pulgadas de diámetro esta corriente es de 4 A.
- El dedo con mayor número de grados de libertad es el pulgar, con cinco grados de libertad. Por lo tanto, el circuito debe ser capaz de activar hasta 10 músculos para poder ser utilizado con cualquier dedo de la mano.

4.2.2. Dedo.

El elemento sobre el que actúan los músculos de nitinol es un dedo de la mano Shadow Hand de la compañía Shadow Robot. Estos dedos están fabricados en acetilo y aluminio, con uñas de policarbonato y carne de poliuretano.



Fig. 29. El dedo de la Shadow Hand.

Los dedos de la Shadow Hand procuran reproducir de la forma más fiel el comportamiento de un dedo humano. Por ello el dedo cuenta con tres grados de libertad. Las dimensiones también son similares a las de un dedo real, midiendo 100 mm desde la punta del dedo hasta la mitad del nudillo.

El dedo es accionado por medio de una serie de tendones que hacen girar las articulaciones, y es en estos tendones donde se conectan los músculos artificiales. Cada tendón mueve su correspondiente articulación en una dirección, por lo que a cada articulación le corresponden un par de tendones antagónicos: uno para girarla en una dirección y otro para girarla en la dirección contraria. Como el dedo tiene tres grados de libertad, se tendrán seis tendones para accionarlo. La última articulación, correspondiente a la última falange del dedo, es accionada por los tendones de la articulación anterior.

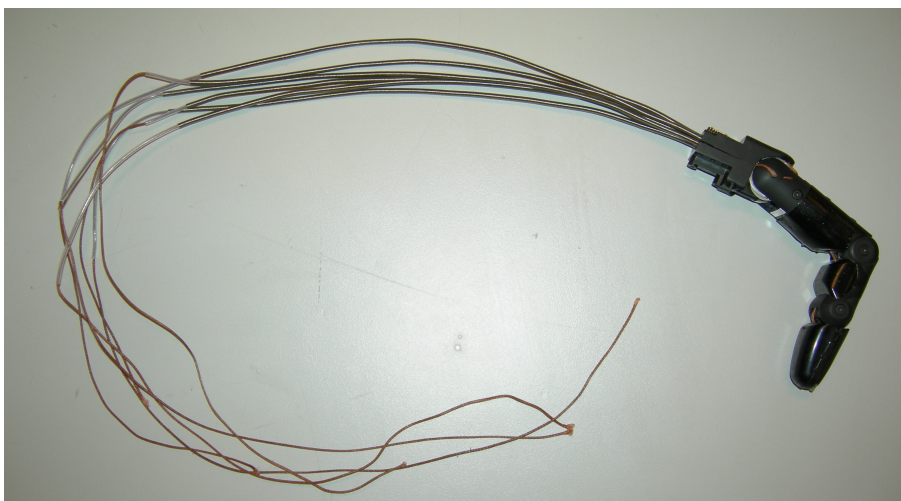


Fig. 30. El dedo con los tendones saliendo de su parte posterior.

Para poder controlar el dedo, este cuenta con sensores de efecto hall en cada una de sus articulaciones, teniendo por tanto cuatro sensores en total. Estos sensores proporcionan la información de la posición de cada articulación con una resolución de 0.2 grados. La señal de salida de estos sensores es analógica

por lo que habrá que conectarlos a un conversor analógico/digital para poder utilizar los datos de posición del sensor en algoritmos de control, bien sea en un microcontrolador o en un PC con programas como MATLAB. Para acceder a estas salidas el dedo cuenta con un conector de presión en su parte posterior (ver figura 31).

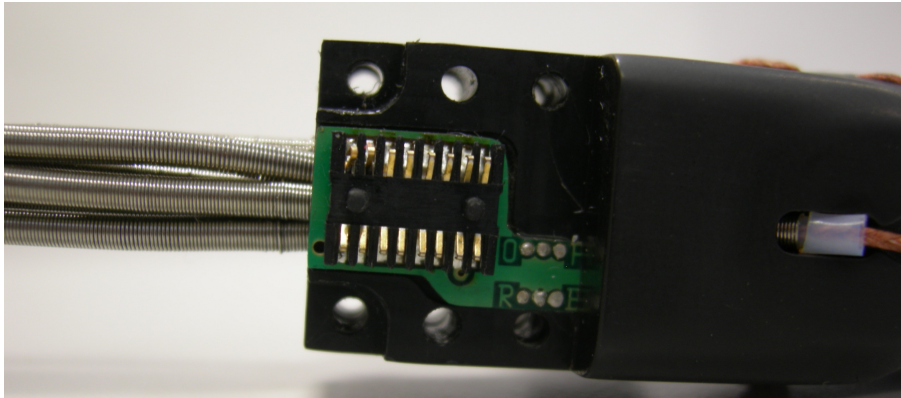


Fig. 31. Detalle del conector de las salidas de los sensores de efecto hall situados en las articulaciones del dedo.

4.2.3. Circuito de conmutación.

4.2.3.1. Fundamentos de funcionamiento.

Como ya se ha explicado anteriormente, la manera de calentar los alambres de nitinol para que se active su efecto de memoria de forma y así se contraigan es mediante la circulación de corriente eléctrica a través del actuador. El alambre tiene resistencia óhmica y por tanto al hacer circular corriente se produce el efecto Joule, calentándose el material.

Para poder controlar los músculos, su activación y desactivación, su velocidad de contracción, etc, hay que controlar la corriente que circula a través de ellos. La manera más sencilla de controlar el paso de corriente por un alambre es mediante un interruptor en serie con dicho alambre, que permita o corte la circulación de corriente. Por esto, se ha diseñado un circuito de conmutación, que se encarga de activar y desactivar los músculos según las señales de control del microcontrolador.

El elemento de conmutación elegido es un transistor de potencia tipo MOSFET, trabajando entre las zonas de corte y saturación. Se ha escogido el transistor como elemento de

conmutación porque su desempeño como interruptor electrónico controlado es óptimo. Son muy sencillos de controlar conectándolos directamente a las salidas de un microcontrolador ya que basta con aplicar una tensión entre los terminales de la puerta y la fuente para hacer que el transistor conmute entre la zona de corte (circuito abierto) y la de saturación (cortocircuito), funcionando de esta manera como un interruptor. Además, son componentes más baratos que otras opciones de interruptor electrónico como los relés de estado sólido o los optoacopladores.

El principio de funcionamiento es muy sencillo. Cada músculo se encuentra conectado en serie con un transistor, y esta rama está conectada entre la alimentación del circuito y la masa del mismo. El transistor, al conmutar a la zona de saturación, conecta uno de los extremos del alambre de nitinol a la masa del circuito. Al estar el otro extremo conectado a la alimentación, se establece una circulación de corriente a través del músculo, corriente que provocará el calentamiento del actuador y por tanto la contracción de éste. Cuando el transistor conmuta de nuevo a la zona de corte, se detiene la circulación de corriente por lo que el nitinol comenzará a enfriarse y, gracias a la fuerza ejercida por el muelle de uno de sus extremos, recuperará la forma que tenía antes de contraerse (ver figura 32).

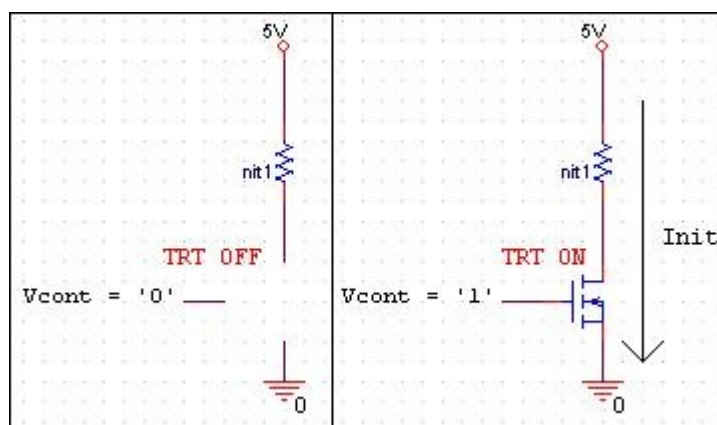


Fig. 32. Conmutación del transistor de la zona de corte a la zona de saturación.

La señal de control que sale del microcontrolador es una onda PWM, y de esta forma los transistores conmutarán en función del ciclo de trabajo de la misma. Esto hace que la corriente que circula por los músculos sea también una onda PWM y por tanto el valor medio de la corriente, que es el valor del que depende la velocidad de contracción de los músculos, depende del ciclo de trabajo (D) de la señal de control (ver figuras 33 a 35). De esta

forma se puede controlar con el microcontrolador la velocidad a la que se quiere que trabajen los músculos.

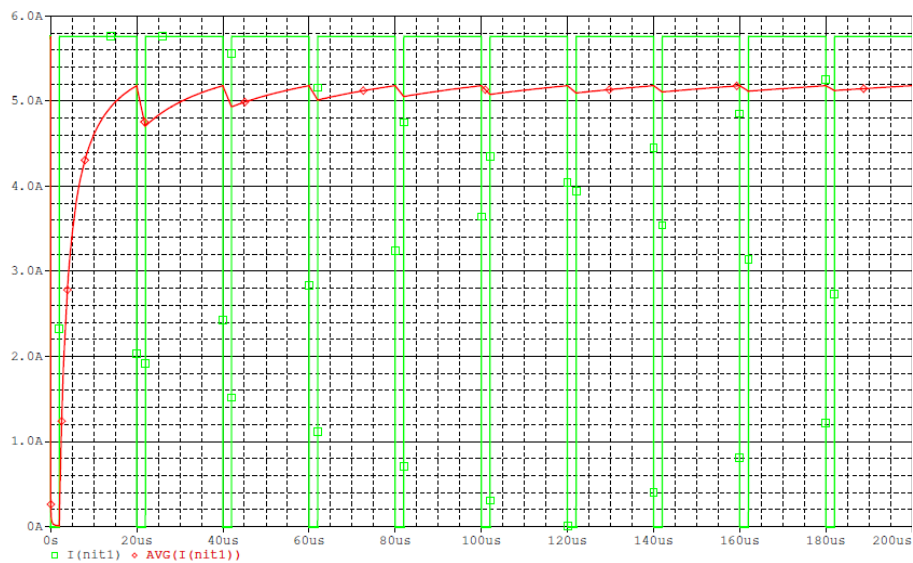


Fig. 33. Corriente media para $D = 0.9$.



Fig. 34. Corriente media para $D = 0.5$.

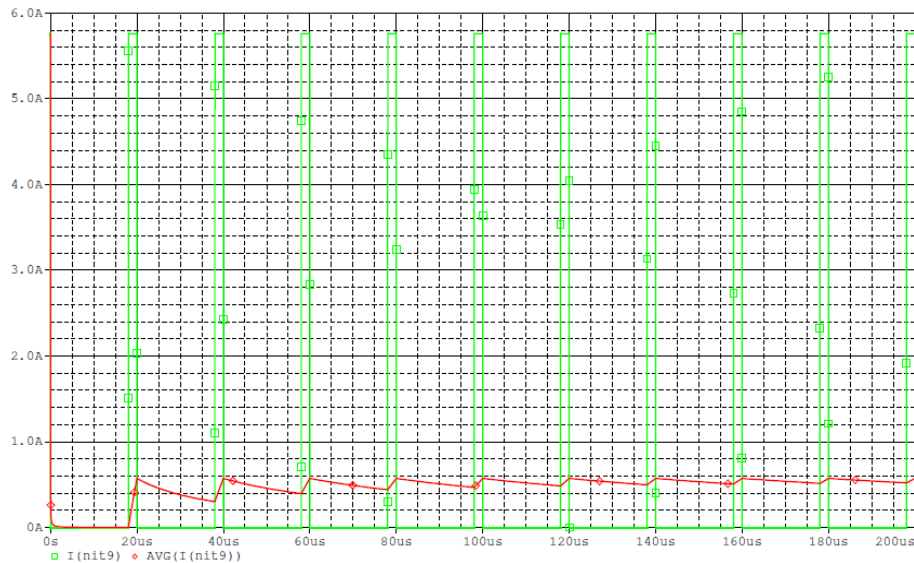
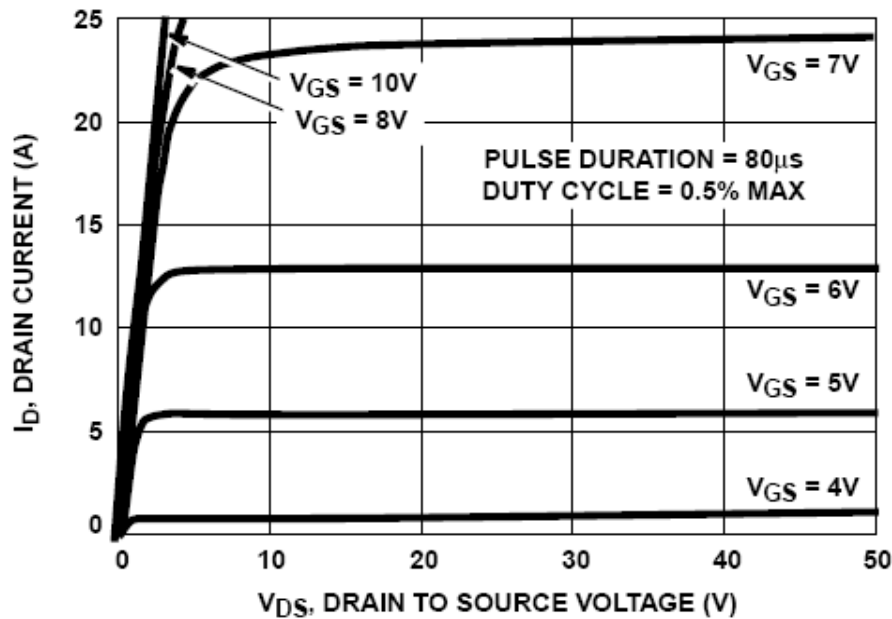


Fig. 35. Corriente media para $D = 0.1$.

La corriente máxima que va a circular por cada músculo es de unos 4 A para conseguir una rápida contracción del Flexinol, así que se necesita un modelo de transistor con una corriente drenador-fuente máxima elevada. Además, esta corriente es una onda PWM de frecuencia 1 KHz, por lo que también se necesita que el transistor tenga una buena velocidad de conmutación. Atendiendo a estas requisitos se ha elegido el transistor **IRF530** ya que soporta el paso de corrientes de hasta 14 A, además de contar con un tiempo de subida de entre 35 ns y 65 ns y un tiempo de bajada de 25 ns a 59 ns, suficiente para la frecuencia de la señal PWM. El IRF530 también tiene una tensión umbral $V_{GS(TH)}$ de 2 V a 4 V así que los 3.3 V que proporcionan las salidas del microcontrolador son suficientes para que conmute entre las zonas de corte y saturación. Sin embargo, pese a que la tensión es suficiente para provocar la conmutación del transistor, un valor de V_{GS} inferior a 4 V permite el paso de una corriente drenador-fuente demasiado pequeña para lograr un calentamiento rápido del nitinol (ver figura 36), por lo que se ha de amplificar la señal de control del microcontrolador a un valor de 5 V.

Fig. 36. Relación I_{DS} - V_{DS} .

4.2.3.2. Esquemático del circuito.

Este circuito ha sido diseñado para un total de diez músculos. Los actuadores están modelados como resistencias que van desde *nit1* hasta *nit10* (ver figura 37).

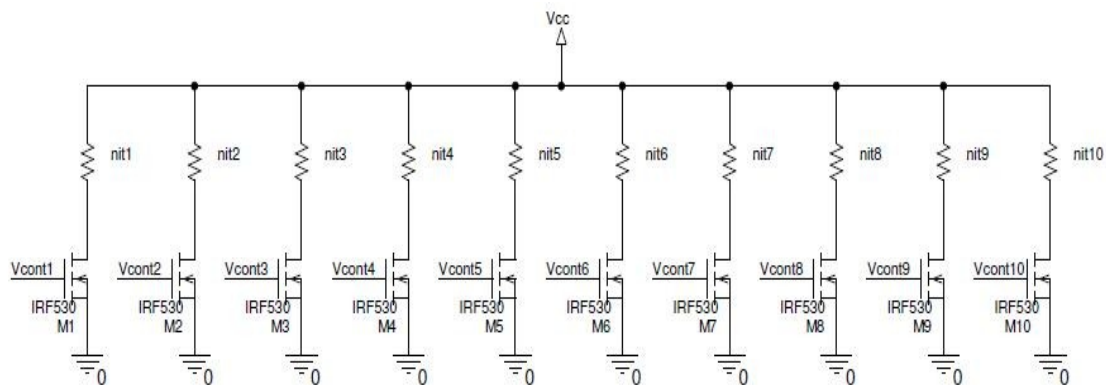


Fig. 37. Esquemático teórico del circuito de conmutación.

El funcionamiento de este circuito es muy simple. Los terminales de puerta de los transistores se conectan directamente a las salidas de las señales de control (V_{cont1} a V_{cont10}). Las tensiones V_{GS} coinciden con las tensiones de control ($V_{GS1} = V_{cont1}$, etc) ya que las primeras están directamente referenciadas a tierra. De esta manera la conmutación de los transistores, y en consecuencia la activación y desactivación de los músculos, se controla directamente desde el microcontrolador, con lo que se

simplifica el control: ahora para activar un músculo basta con activar la salida correspondiente del microcontrolador.

El inconveniente de este diseño es que puede llegar a demandar mucha corriente. Al estar en paralelo, en función de cuántos músculos estén activos se demandará más o menos corriente de la fuente de alimentación.

4.2.3.3. Simulaciones.

Las simulaciones del circuito de conmutación se han hecho para varios valores de la tensión de alimentación (5V, 9V, 10V y 12V) y para dos diámetros del alambre del nitinol (0.25 mm y 0.51 mm). Se toma un valor de 35 cm para la longitud del actuador. La resistencia de un alambre de esta longitud para los dos diámetros elegidos es:

$$R_{nit @ 0.25mm} = R'_{@ 0.25mm} * L = 18.5 \Omega/m * 0.35 m = 6.48 \Omega$$

$$R_{nit @ 0.51mm} = R'_{@ 0.51mm} * L = 4.3 \Omega/m * 0.35 m = 1.51 \Omega$$

Se van a realizar simulaciones de la corriente que circula a través de los músculos artificiales, de la potencia consumida por los transistores, para calcular el disipador que hay que colocar para evitar el sobrecalentamiento de los mismos, y de la frecuencia de funcionamiento, para ver cuál es la frecuencia máxima a la que trabaja el circuito de conmutación.

• Corriente.

Las simulaciones de corriente se han realizado para una frecuencia de funcionamiento de 50 KHz, que es la mayor frecuencia a la que se ha logrado conmutar el nitinol hasta la fecha. Es de suponer que si el circuito funciona correctamente a esta frecuencia lo hará a frecuencias inferiores.

Diámetro = 0.51 mm:

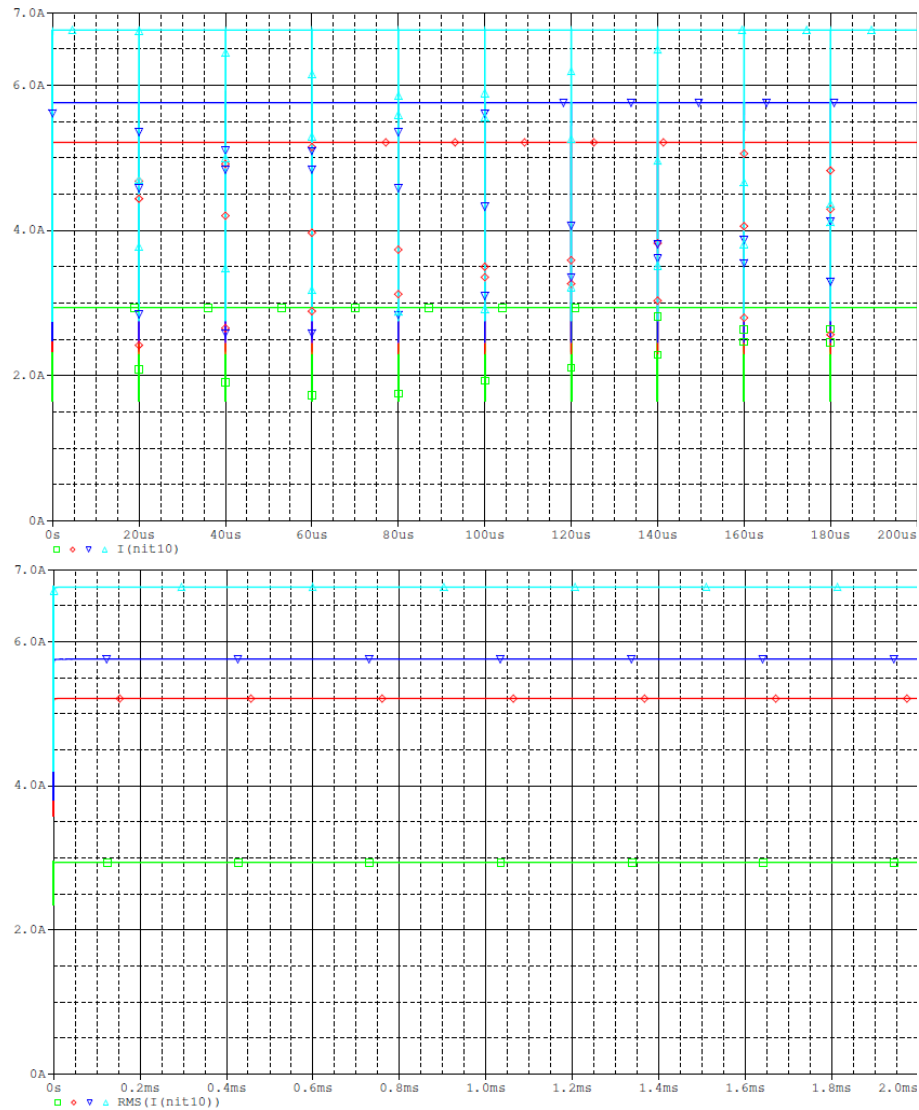


Fig. 38. \bar{I} para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 1$, $f = 50\text{KHz}$.

$$V = 5V \Rightarrow \bar{I} = 2.94 A$$

$$V = 9V \Rightarrow \bar{I} = 5.21 A$$

$$V = 10V \Rightarrow \bar{I} = 5.76 A$$

$$V = 12V \Rightarrow \bar{I} = 6.76 A$$

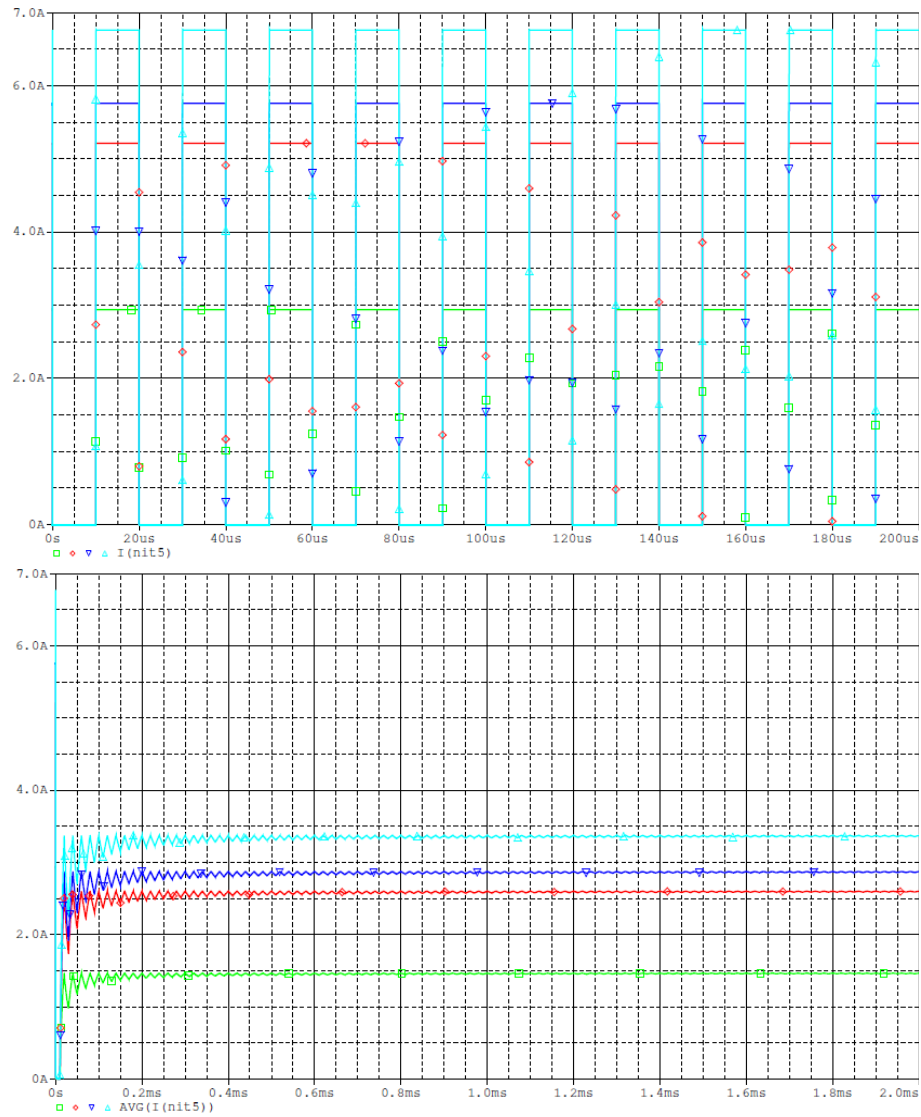


Fig. 39. \bar{I} para $\varnothing = 0.51mm$, $D = 0.5$, $f = 50KHz$.

$$V = 5V \Rightarrow \bar{I} = 1.47 A$$

$$V = 9V \Rightarrow \bar{I} = 2.6 A$$

$$V = 10V \Rightarrow \bar{I} = 2.87 A$$

$$V = 12V \Rightarrow \bar{I} = 3.37 A$$

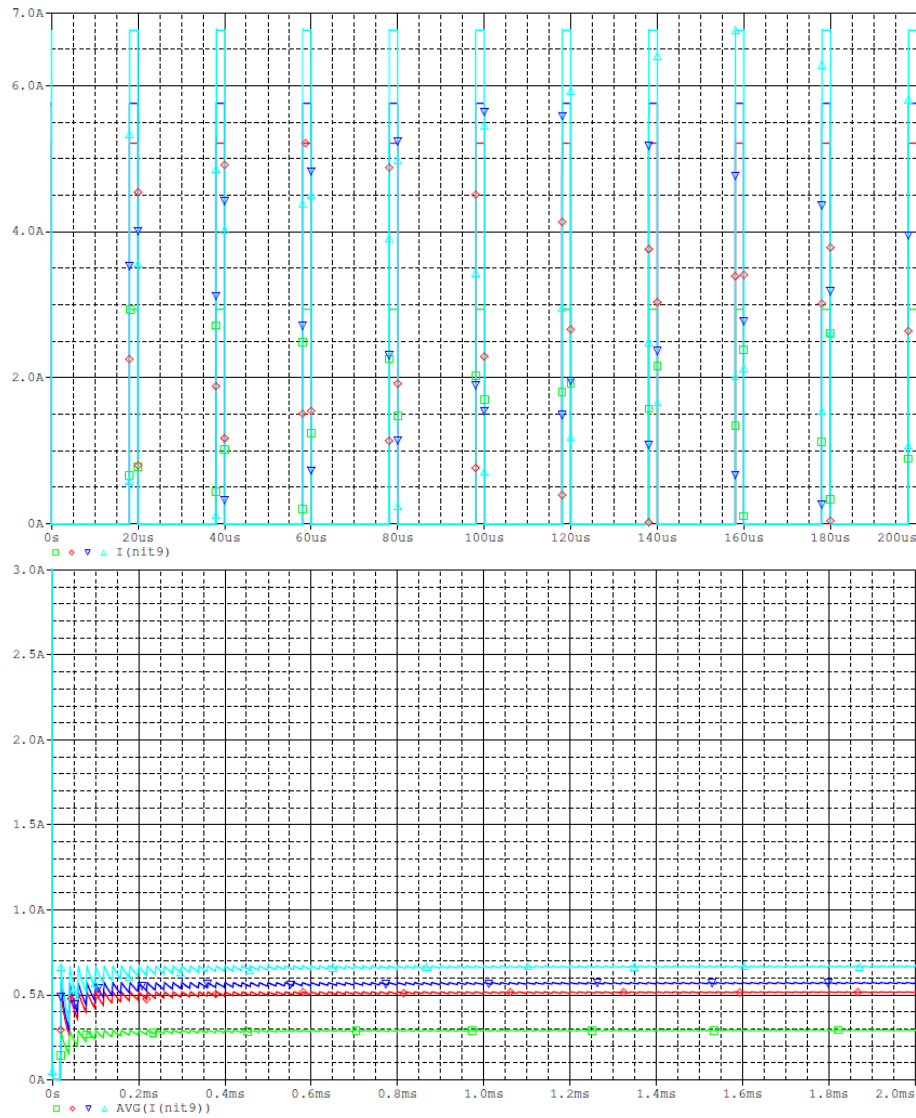


Fig. 40. \bar{I} para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 0.1$, $f = 50\text{KHz}$.

$$V=5V \Rightarrow \bar{I}=291\text{mA}$$

$$V=9V \Rightarrow \bar{I}=515.88\text{mA}$$

$$V=10V \Rightarrow \bar{I}=569.58\text{A}$$

$$V=12V \Rightarrow \bar{I}=667.6\text{A}$$

El máximo consumo de corriente de la fuente de alimentación se va a dar cuando los diez músculos se encuentren activos y el ciclo de trabajo de todas la señales de control sea $D = 1$:

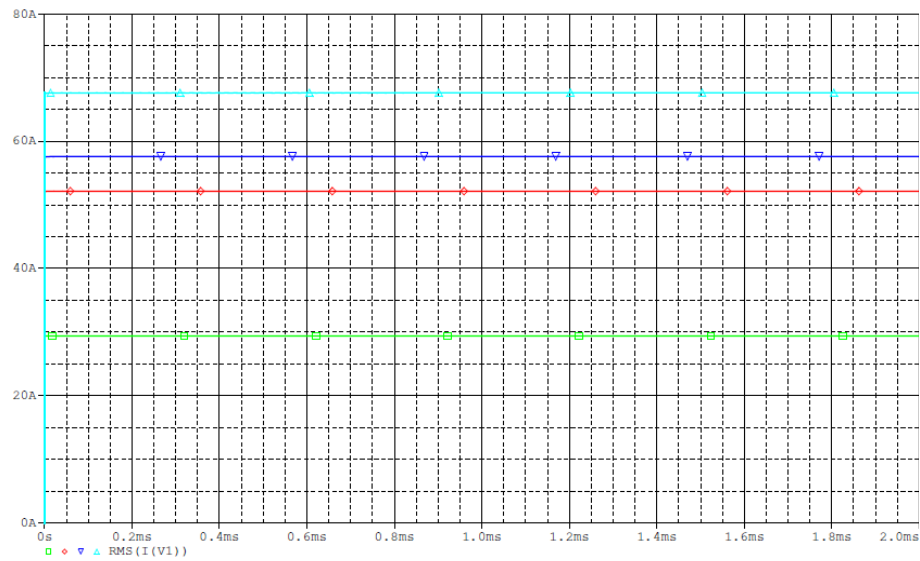


Fig. 41. Consumo máximo de corriente de la fuente de alimentación para $\varnothing = 0.51\text{mm}$.

$$V = 5V \Rightarrow \bar{I} = 29.38 A$$

$$V = 9V \Rightarrow \bar{I} = 52.13 A$$

$$V = 10V \Rightarrow \bar{I} = 57.59 A$$

$$V = 12V \Rightarrow \bar{I} = 67.6 A$$

Diámetro = 0.25 mm:

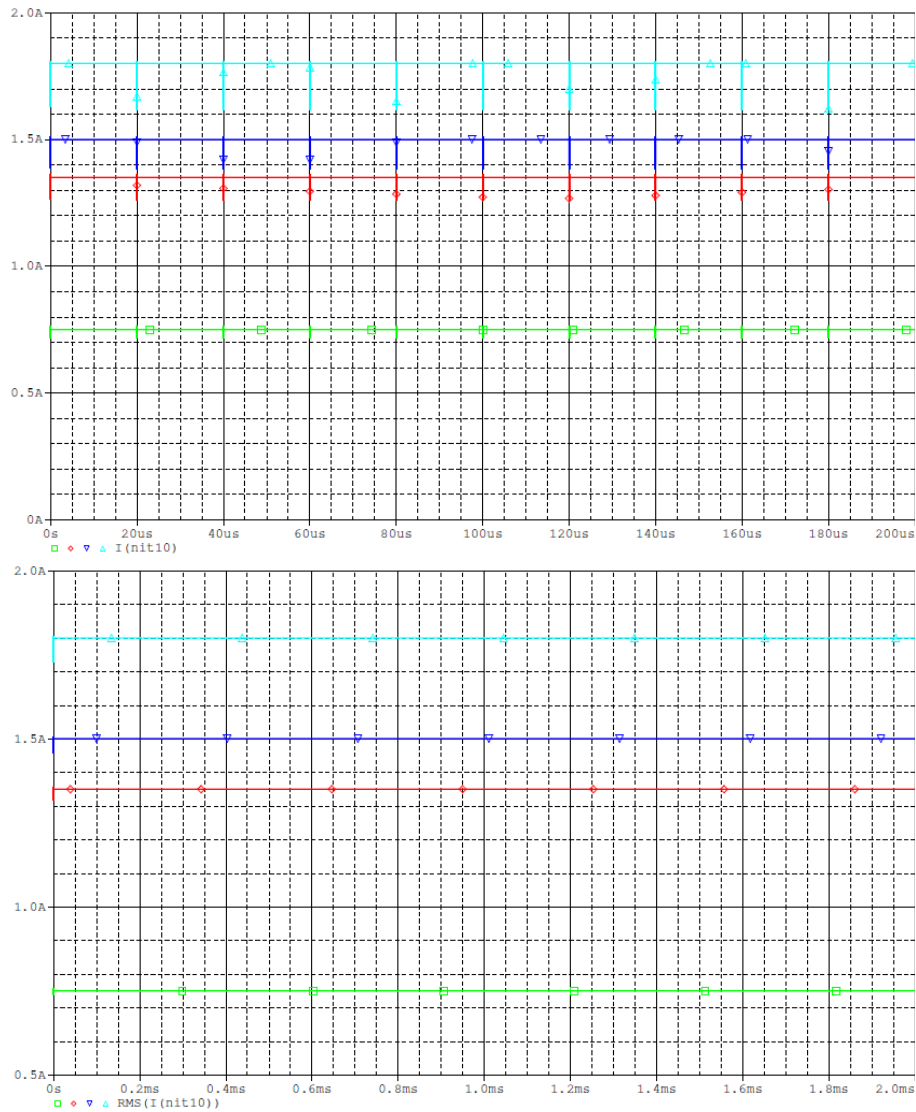


Fig. 42. \bar{I} para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 1$, $f = 50\text{KHz}$.

$$V = 5V \Rightarrow \bar{I} = 750.87\text{mA}$$

$$V = 9V \Rightarrow \bar{I} = 1.35\text{A}$$

$$V = 10V \Rightarrow \bar{I} = 1.5\text{A}$$

$$V = 12V \Rightarrow \bar{I} = 1.8\text{A}$$

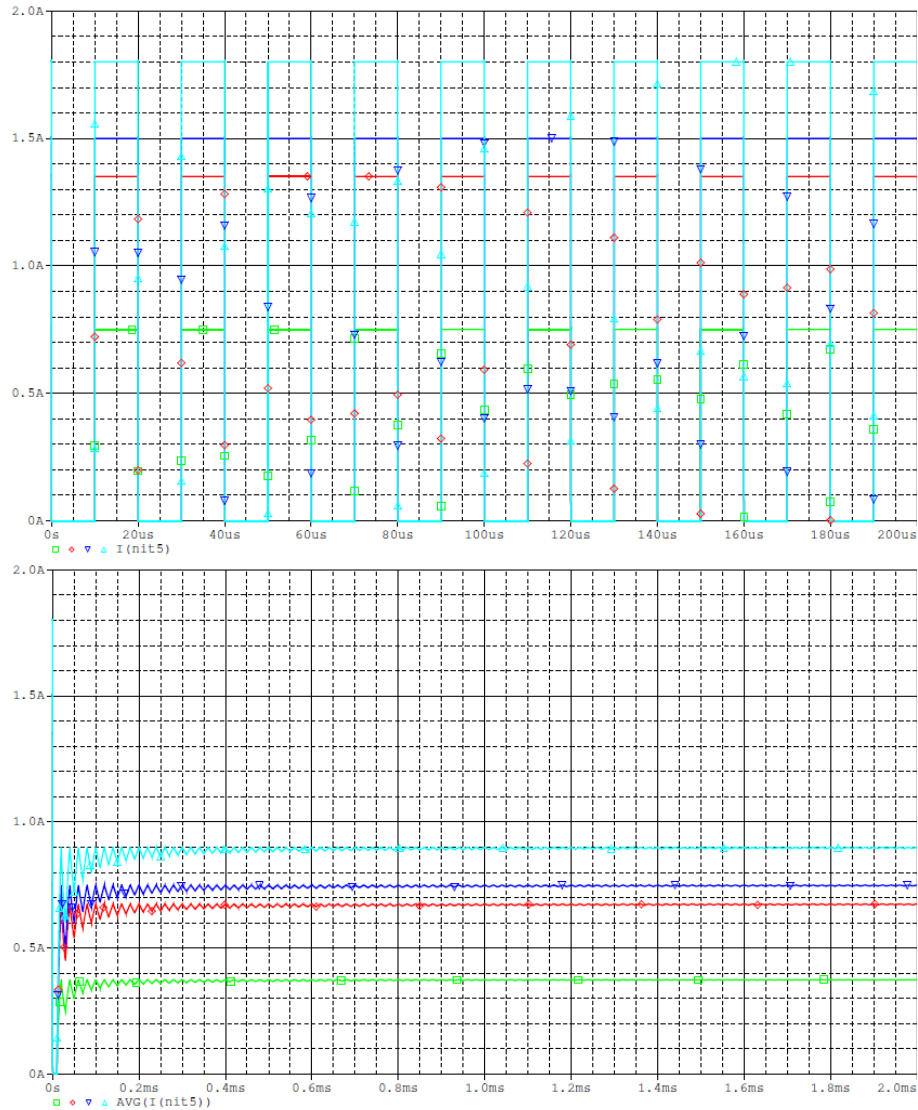


Fig. 43. \bar{I} para $\varnothing = 0.25mm$, $D = 0.5$, $f = 50KHz$.

$$V = 5V \Rightarrow \bar{I} = 373.84mA$$

$$V = 9V \Rightarrow \bar{I} = 672.4mA$$

$$V = 10V \Rightarrow \bar{I} = 747mA$$

$$V = 12V \Rightarrow \bar{I} = 896mA$$



Fig. 44. \bar{I} para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 0.1$, $f = 50\text{KHz}$.

$$V=5V \Rightarrow \bar{I}=74.61\text{mA}$$

$$V=9V \Rightarrow \bar{I}=134\text{mA}$$

$$V=10V \Rightarrow \bar{I}=148.87\text{mA}$$

$$V=12V \Rightarrow \bar{I}=178.48\text{mA}$$

El consumo de corriente de la fuente de alimentación en el peor de los casos, cuando los diez músculos se encuentren activos y el ciclo de trabajo de todas la señales de control sea $D = 1$, es:

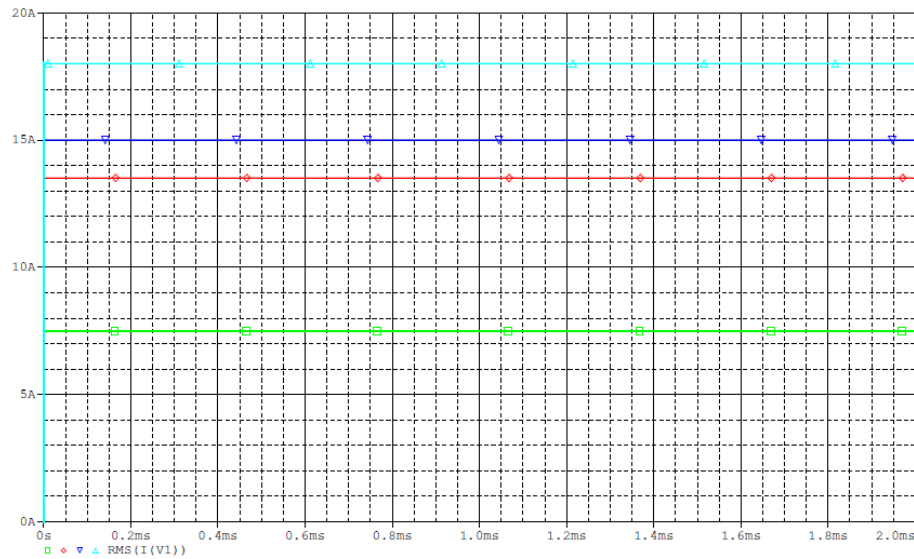


Fig. 45. Consumo máximo de corriente de la fuente de alimentación para $\varnothing = 0.25\text{mm}$.

$$V=5V \Rightarrow \bar{I}=7.51\text{ A}$$

$$V=9V \Rightarrow \bar{I}=13.51\text{ A}$$

$$V=10V \Rightarrow \bar{I}=15\text{ A}$$

$$V=12V \Rightarrow \bar{I}=18\text{ A}$$

• Potencia.

Se va a simular la potencia consumida por un transistor cuando su músculo correspondiente se encuentra activo. La simulación se va a hacer para un ciclo de trabajo $D = 0.5$, que es el caso en el que el consumo de potencia es máximo.

Diámetro = 0.51 mm:

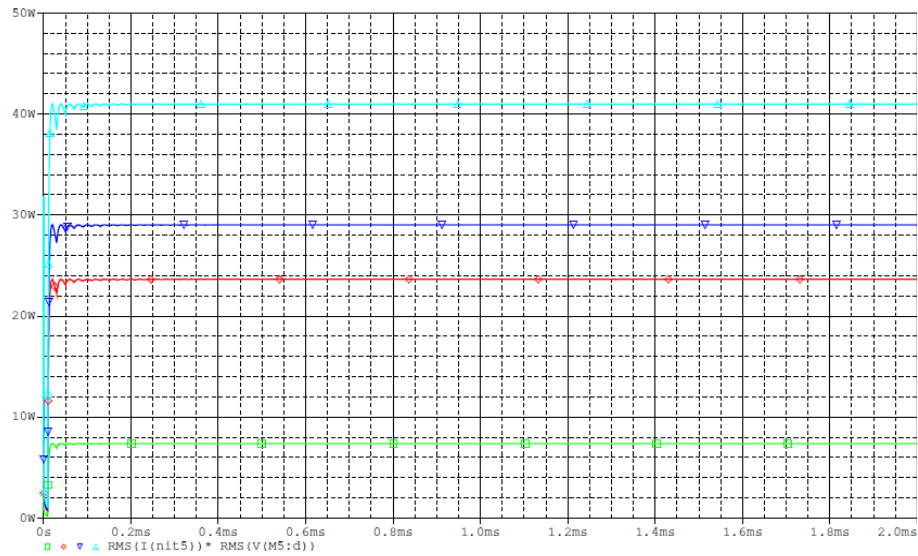


Fig. 46. P para $\varnothing = 0.51\text{mm}$, $D = 0.5$, $f = 50\text{KHz}$.

$$V=5V \Rightarrow P=7.39\text{ W}$$

$$V=9V \Rightarrow P=23.64\text{ W}$$

$$V=10V \Rightarrow P=29\text{ W}$$

$$V=12V \Rightarrow P=41\text{ W}$$

Diámetro = 0.25 mm:

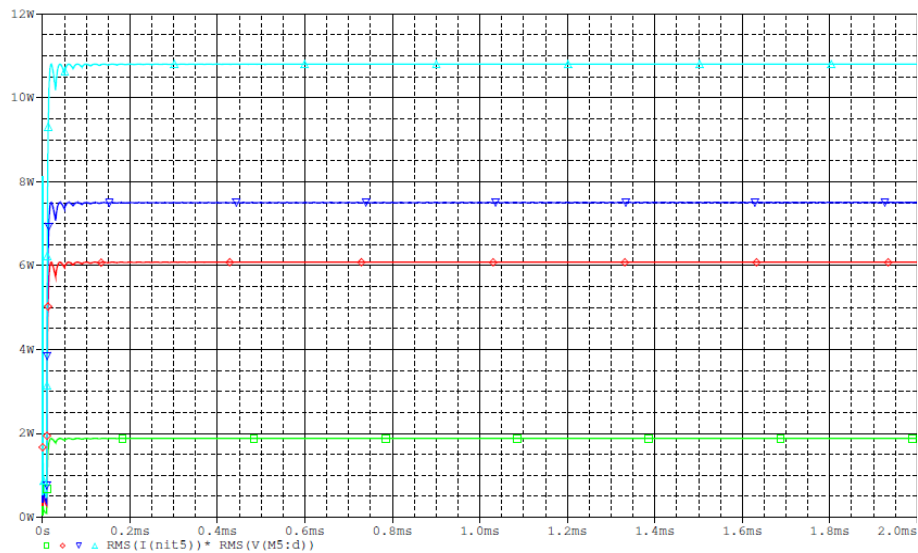


Fig. 47. P para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 0.5$, $f = 50\text{KHz}$.

$$V=5V \Rightarrow P=1.88\text{ W}$$

$$V=9V \Rightarrow P=6.08\text{ W}$$

$$V=10V \Rightarrow P=7.5\text{ W}$$

$$V=12V \Rightarrow P=10.8W$$

Con los resultados de estas simulaciones vamos a calcular el disipador necesario para que los transistores no se sobrecalienten. Para ello se parte del circuito térmico del transistor (ver figura 48).

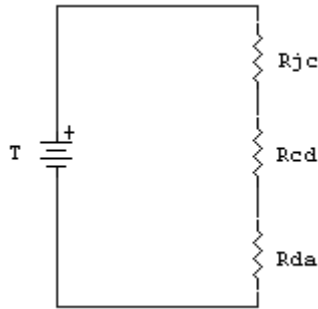


Fig. 48. Circuito térmico equivalente del IRF530.

En este circuito se cumple:

$$T = T_j - T_a = P * (R_{jc} + R_{cs} + R_{sa})$$

Donde:

$$T_j = \text{temperatura de la unión} = 175^\circ\text{C}$$

$$T_a = \text{temperatura ambiente} = 25^\circ\text{C}$$

$$P = \text{potencia máxima disipada por el transistor} = 41\text{ W} < 79\text{ W} = P_{\text{max IRF530}}$$

$$R_{jc} = \text{resistencia térmica unión – encapsulado} = 1.9^\circ\text{C/W}$$

$$R_{cs} = \text{resistencia térmica encapsulado – disipador} = 0.8^\circ\text{C/W}$$

$$R_{sa} = \text{resistencia térmica disipador – ambiente}$$

Con estos datos se calcula el valor de la resistencia térmica del disipador:

$$R_{sa} = \frac{T_j - T_a}{P} - R_{jc} - R_{cs} = \frac{175 - 25}{41} - 1.9 - 0.8 = 0.96^\circ\text{C/W}$$

Con este resultado se elige un disipador con una resistencia térmica de 18°C/W :

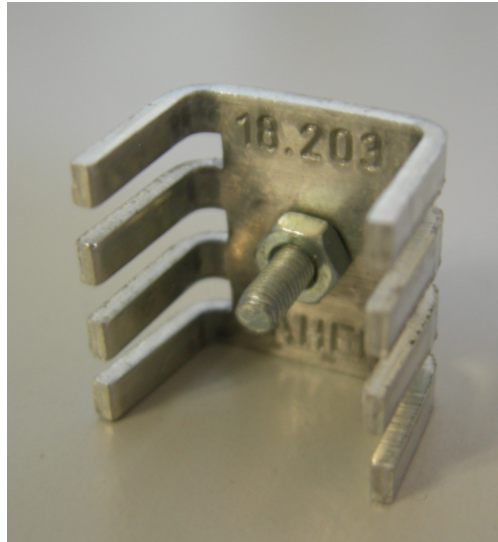


Fig. 49. Disipador 18.203 de Daher.

La potencia máxima disipada con este disipador es:

$$P_s = \frac{175 - 25}{1.9 + 0.8 + 18} = 7.25 \text{ W}$$

A partir de este valor se calcula la temperatura del encapsulado:

$$T_c = T_j - P_s * R_{jc} = 175 - 7.25 * 1.9 = 161 \text{ } ^\circ\text{C}$$

Se comprueba a partir de este valor si el transistor es capaz de disipar la potencia máxima de 41 W. Para ello se emplea la siguiente gráfica:

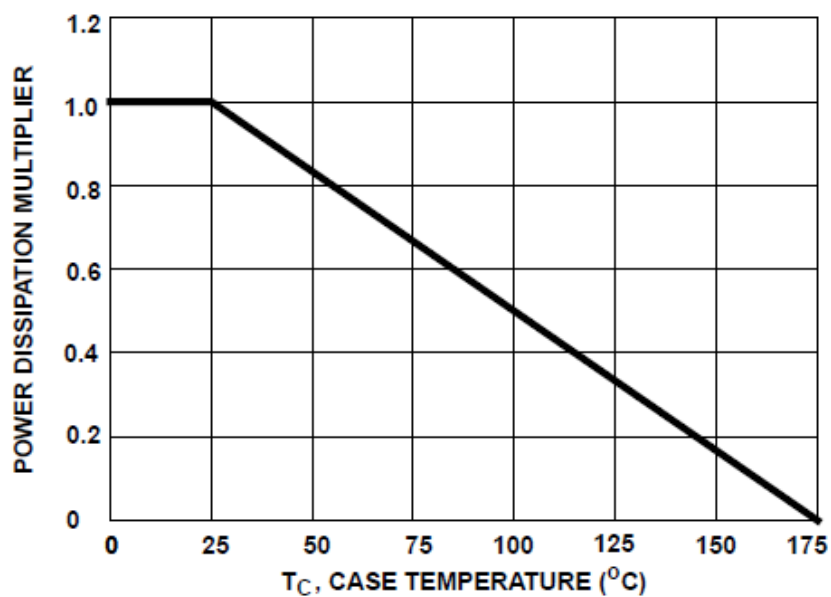


Fig. 50. Relación P disipada normalizada- T_c .

La pendiente de la gráfica es:

$$m = \frac{1 * 79W}{175^{\circ}C - 25^{\circ}C} = 0.52 W/^{\circ}C$$

Para la temperatura T_c anteriormente calculada, la máxima potencia que puede disipar el encapsulado del transistor es:

$$P = m * T_c = 0.52 * 161 = 83.72 W > 41 W$$

Esta potencia es mayor que la potencia necesaria, por lo que el disipador es válido para esta aplicación.

• Frecuencia.

Diámetro = 0.51 mm:

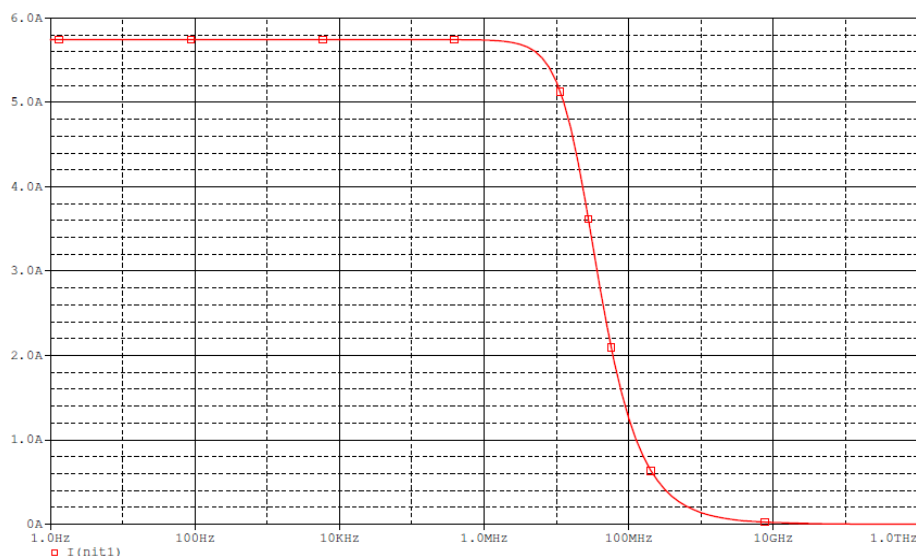


Fig. 51. Respuesta en frecuencia para $\varnothing = 0.51mm$, $D = 1$.

La frecuencia de corte es de: $f_c = 5 \text{ Mhz}$.

Diámetro = 0.25 mm:

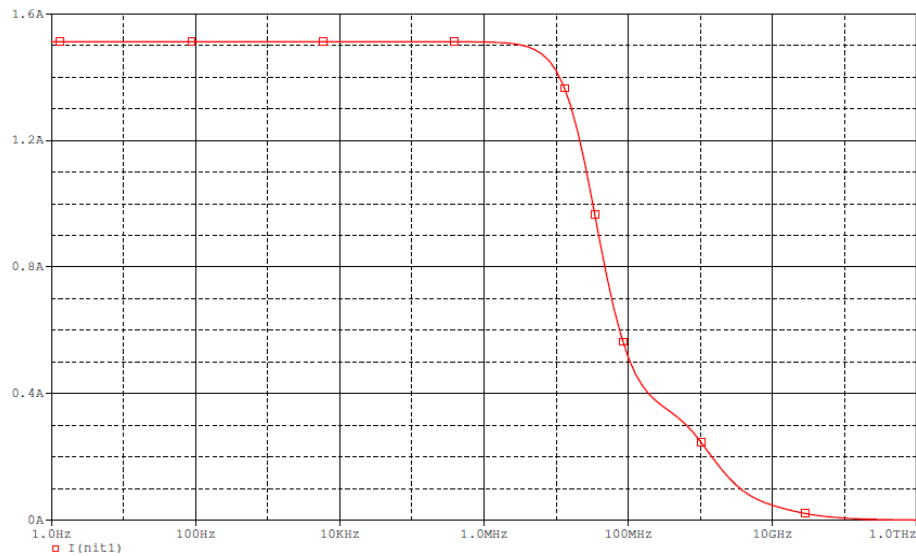


Fig. 52. Respuesta en frecuencia para $\varnothing = 0.25\text{mm}$, $D = 1$.

La frecuencia de corte en este caso vale: $f_c = 7 \text{ Mhz}$.

4.2.3.4. Diseño de la placa del circuito.

Debido a la elevada corriente que puede llegar a circular de la fuente al circuito, para la que se necesita diseñar pistas muy anchas con el objetivo de evitar un excesivo calentamiento de las mismas, se ha decidido separar el circuito en dos partes: una de alimentación y otra con los músculos y los transistores. Se ha tomado esta decisión para evitar diseñar una placa demasiado grande a causa de la anchura de las pistas, y para separar la parte donde se van a tener corrientes muy elevadas del resto del circuito.

La placa de alimentación consiste en un bloque de conexión de dos bornes modelo MKDSP 10, al que se conecta la fuente de tensión. Se ha elegido este modelo por la gran corriente máxima que soporta, hasta 57 A. También consta de otros dos bloques de conexión de diez bornes modelo MTP 0.5. Uno de los bloques está conectado al terminal del conector MKDSP 10 correspondiente al terminal positivo de la fuente, mientras que el otro bloque se conecta al terminal correspondiente a la masa de la fuente. Cada rama músculo-transistor está conectada entre los bornes de estos dos bloques. De esta manera, solo tendremos corrientes elevadas en los tramos que van del conector de dos bornes a los conectores

de diez bornes, en los cuales la corriente se repartirá entre las distintas ramas en las que haya un músculo activo. La idea es proteger esta parte del circuito introduciéndola en una caja aislada eléctricamente. La conexión entre estos dos bloques de diez bornes y los dos terminales del conector MKDSP 10 se realiza a través de dos áreas de cobre separadas en la capa inferior del circuito, para contar con una superficie de un tamaño tal que pueda disipar el calor producido por las altas corrientes (ver figura 53, las áreas de cobre son las zonas grises).

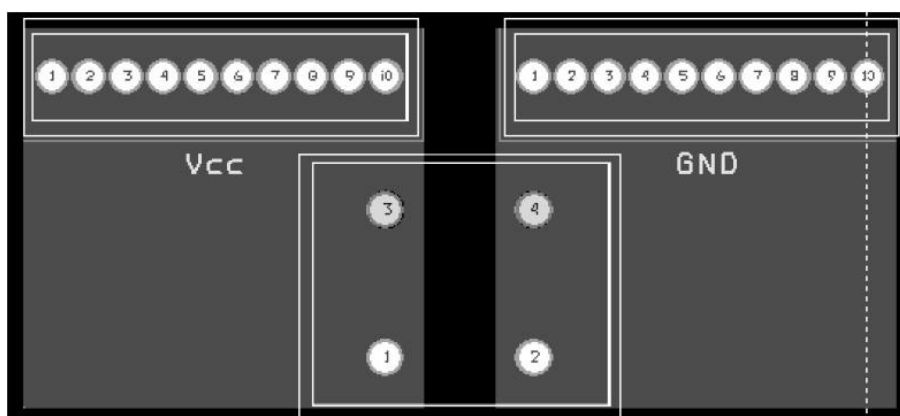


Fig. 53. Layout del circuito de alimentación.

Para el diseño del *layout* del circuito de conmutación propiamente dicho, se ha modificado el esquemático de la figura 37, uniendo los terminales conectados a las señales de control, las alimentaciones y las masas, a tres bloques de diez bornes como los usados en la placa de alimentación, del modelo MTP 0.5 (ver figura 54).

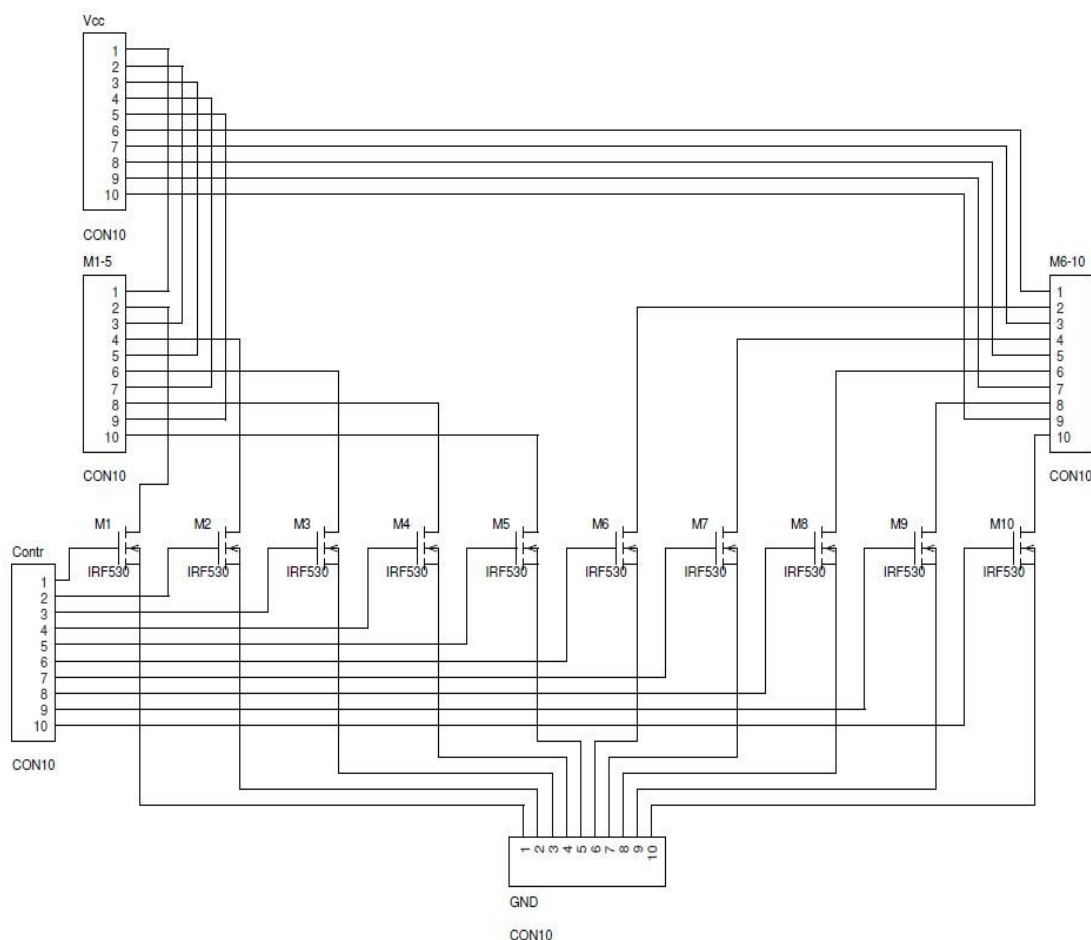


Fig. 54. Esquemático real del prototipo definitivo del circuito de conmutación.

El bloque *Vcc* de este circuito se conecta al bloque *Vcc* del circuito de alimentación mientras que el bloque *GND* se conecta a su homólogo del circuito de alimentación. Al bloque designado como *Contr* se conectan las salidas de las señales de control de los transistores. Los bloques *M1-5* y *M6-10* son los bloques donde se conectan los músculos. Los extremos del músculo se conectan a las parejas de terminales de los bloques de bornes: el primer músculo se conecta entre los terminales 1 y 2 del bloque *M1-5*, el segundo entre los terminales 3 y 4, y así sucesivamente.

En el proceso de diseño del *layout* se han tenido que crear las huellas del bloque de conexión de dos bornes MKDSP 10 y del bloque de conexión de diez bornes MTP 0.5. Para su diseño se han utilizado las medidas de los componentes proporcionadas por el fabricante en las hojas de características (ver figura 55).

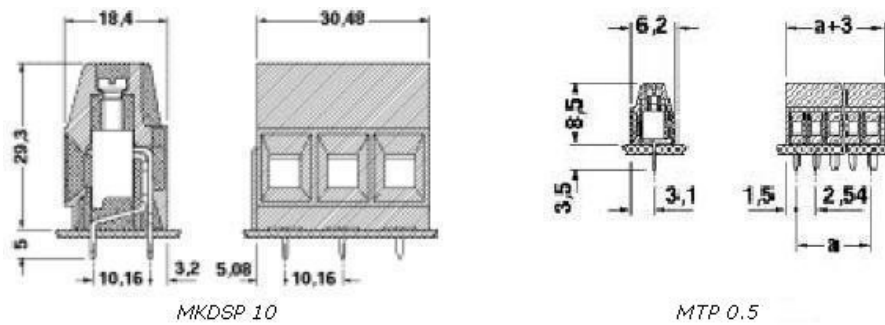


Fig. 55. Medidas de los bloques de bornes (en mm).

También se ha tenido que modificar la huella del transistor IRF530 montado verticalmente (huella TO220AB) añadiéndole un rectángulo con las medidas de largo y ancho de un disipador de calor para este tipo de transistor, ya que los transistores del circuito llevan un disipador atornillado debido a la temperatura que alcanzan producida por la corriente que circula a través de ellos. De esta manera pueden colocarse los transistores en el circuito dejando espacio suficiente entre ellos para colocar los disipadores (ver figura 56).

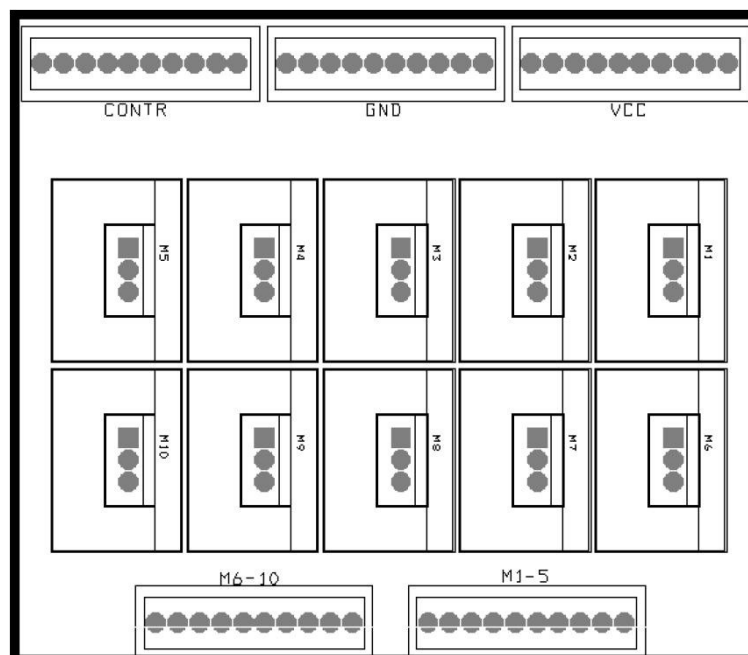


Fig. 56. Ubicación de los componentes en la placa.

Debido al elevado número de pistas presente en el circuito, se ha optado por diseñar el *layout* a dos caras utilizando tanto la cara inferior de la placa como la superior para no fabricar una PCB de grandes dimensiones (ver figura 57).

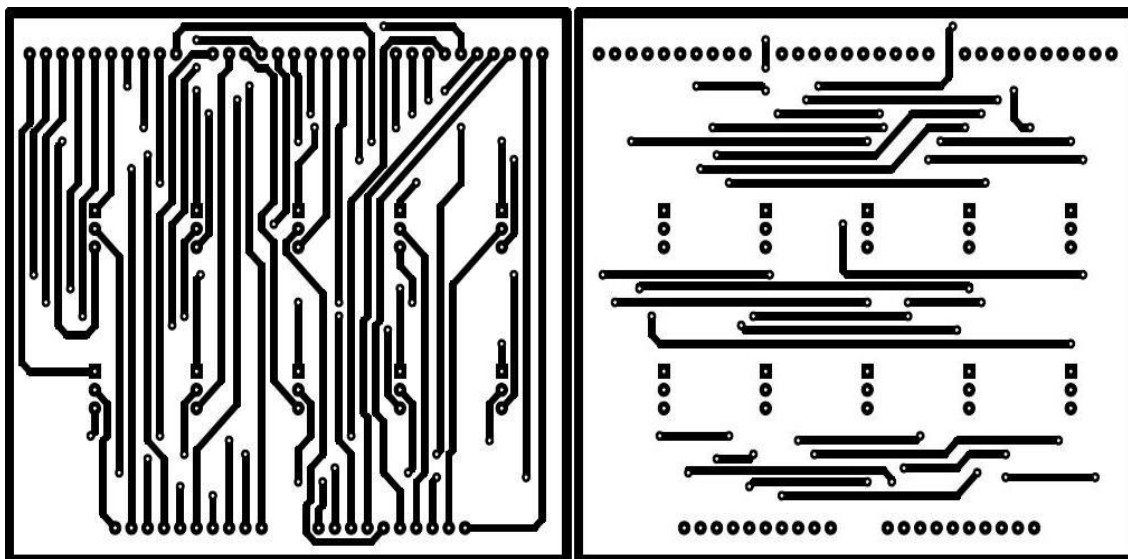


Fig. 57. Rutado de la placa, capas inferior y superior respectivamente.

La anchura de las pistas, por las cuales circulan en torno a 4 A, es de 40 mil. Las dimensiones de la placa son 8.8 cm de ancho y 7.5 cm de largo.

4.2.4. Microcontrolador.

Como elemento de control del sistema se ha escogido un microcontrolador modelo PIC32 de Microchip. Se ha elegido este microcontrolador por su excelente rendimiento. Cuenta con un núcleo de 32 bits con una velocidad de 80 MHz y 1.56 DMIPS/MHz. Esta velocidad de procesamiento cumple con las especificaciones del sistema. De cara a desarrollos futuros permite cerrar el lazo de control de los músculos en el propio microcontrolador. Además la respuesta de las interrupciones es muy rápida también, permitiendo programar elementos del sistema como la comunicación PC-microcontrolador en una interrupción. De esta manera se pueden priorizar algunas acciones importantes, como la mencionada comunicación PC-microcontrolador, sobre la ejecución del resto del programa.

Además de lo anterior, su matriz de bus reduce los cuellos de botella permitiendo un mejor rendimiento del sistema.

Otra de las características que han motivado la elección de este microcontrolador es que cuenta con un conversor analógico/digital de 16 canales con una resolución de 10 bits. Este conversor permite conectar al microcontrolador las salidas analógicas provenientes de los sensores de efecto hall integrados

en las articulaciones de los dedos, y utilizar los datos proporcionados por estos sensores para la realización del control de los músculos. La resolución de 10 bits permite obtener unas medidas precisas.

Otras características de este microcontrolador son:

- 512 KB de memoria flash.
- 128 KB de memoria SRAM.
- ALU de 32 bits.
- Comunicación mediante CAN bus, USB 2.0, ethernet, serie...
- 5 temporizadores con sus correspondientes interrupciones.
- 10 puertos de 8 bits de entradas y salidas digitales.

Para poder programar el microcontrolador y depurar el programa con facilidad se utiliza el *PIC32 starter kit* (ver figura 58), que incorpora el propio PIC32 junto con un PIC18LF4550 que se encarga de la conectividad USB así como de la traducción de protocolos. Esta conectividad USB permite la conexión del PIC32 con un PC para su programación y depuración. Además, el microcontrolador es alimentado a través de esta conexión.



Fig. 58. PIC32 starter kit.

Para poder acceder a las entradas y salidas del microcontrolador en la fase de desarrollo y pruebas, este se conecta a una tarjeta de expansión, también de Microchip (ver figura 59).



Fig. 59. I/O expansion board.

A esta tarjeta se le conecta una tarjeta de prototipado de Microchip (ver figura 60) que permite utilizar las salidas digitales del puerto paralelo, que son las salidas de las señales de control del circuito de conmutación.

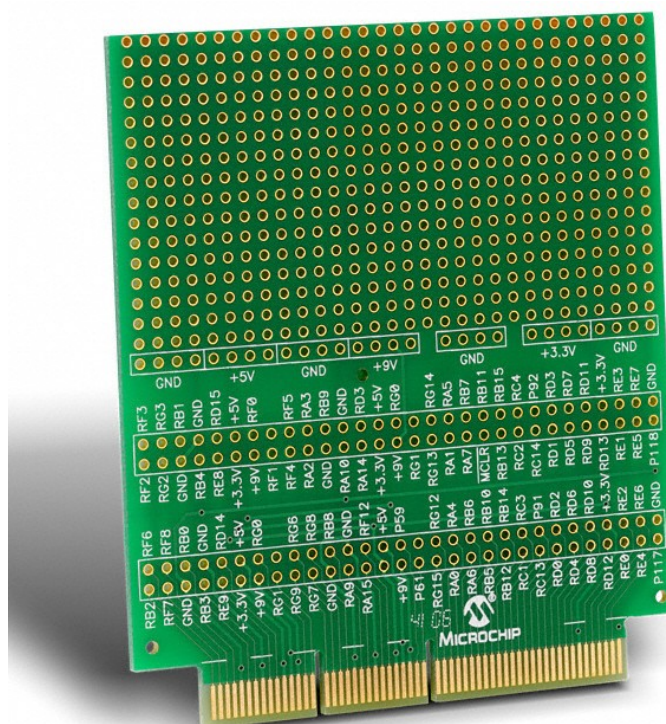


Fig. 60. PICTail plus daughter board.

4.2.5. Interfaz PC-microcontrolador.

Como ya se ha comentado, la información acerca de la posición de las articulaciones del dedo es proporcionada por una serie de sensores de efecto hall situados en las susodichas articulaciones, cuyas salidas analógicas son sampleadas por un conversor analógico/digital. Esta información digital es transferida a un PC con MATLAB que se encarga de procesar los datos de posición mediante un algoritmo de control.

MATLAB generará una señal de control para el microcontrolador, que puede ser el valor del ciclo de trabajo de la onda PWM que va a accionar el actuador de nitinol correspondiente, o bien puede ser un comando simple de activación/desactivación del músculo. Esta información se transmite al microcontrolador por medio de una comunicación serie, utilizando el puerto RS-232 del PC y los pines TX y RX del PIC32.

Los niveles de tensión del protocolo RS-232 y los de los pines TX y RX del microcontrolador son diferentes. Mientras que el microcontrolador utiliza niveles TTL para la comunicación, el estándar EIA-232 emplea un rango de tensiones de hasta 15V con la polaridad invertida (esto es, un 1 lógico tendrá un valor negativo de tensión y un 0 lógico tendrá un valor positivo de tensión). Por esto, para poder realizar la comunicación correctamente se ha de utilizar un integrado que adapte los niveles de tensión de TTL a RS-232 y viceversa (ver figura 61).

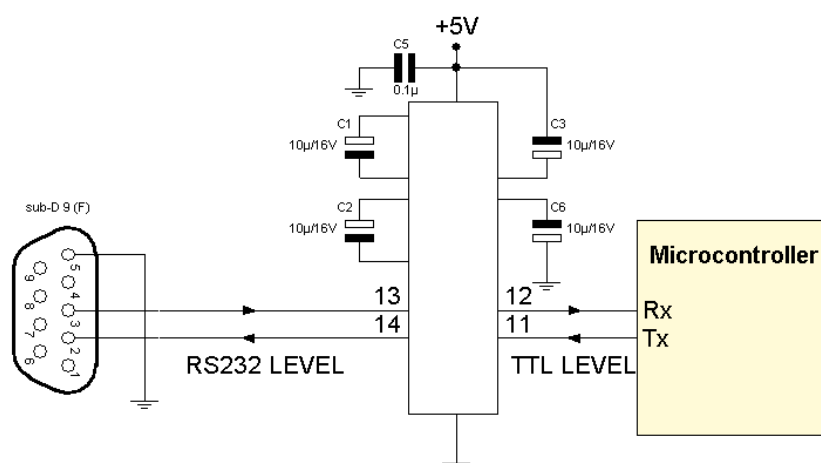


Fig. 61. Diagrama de conexiones para una comunicación serie entre un microcontrolador y un PC a través del puerto RS-232.

El integrado escogido para poder realizar la comunicación es el ST232. Este dispositivo cuenta con dos canales de transmisión y dos canales de recepción que siguen los estándares de comunicaciones EIA/TIA-232 y V.28. Es un integrado especialmente indicado para sistemas en los que no se dispone de una alimentación de $\pm 12V$, como es nuestro caso, ya que con una tensión de alimentación de +5V y una serie de condensadores permite obtener niveles de tensión compatibles con el estándar EIA-232. Este circuito adapta los niveles de tensión TTL a una tensión de -10V para un 1 lógico y de +10V para un 0 lógico, valores que entran dentro del estándar EIA-232. También hace la operación inversa, es decir, adapta las tensiones del puerto RS-232 a las tensiones TTL con que funciona el microcontrolador.

4.2.5.1. Esquemático del circuito.

En la figura 62 puede verse el esquemático del circuito necesario para poder realizar la comunicación serie entre el PC y el microcontrolador.

El integrado ST232 incluye un generador de tensión capacitivo mediante el cual puede suministrar los niveles de tensión del estándar EIA-232. Los condensadores $C1$, $C2$, $C4$ y $C5$ son los encargados de que este generador capacitivo funcione.

La función del LED $D1$ es la de mostrar que el circuito está correctamente alimentado y funcionando.

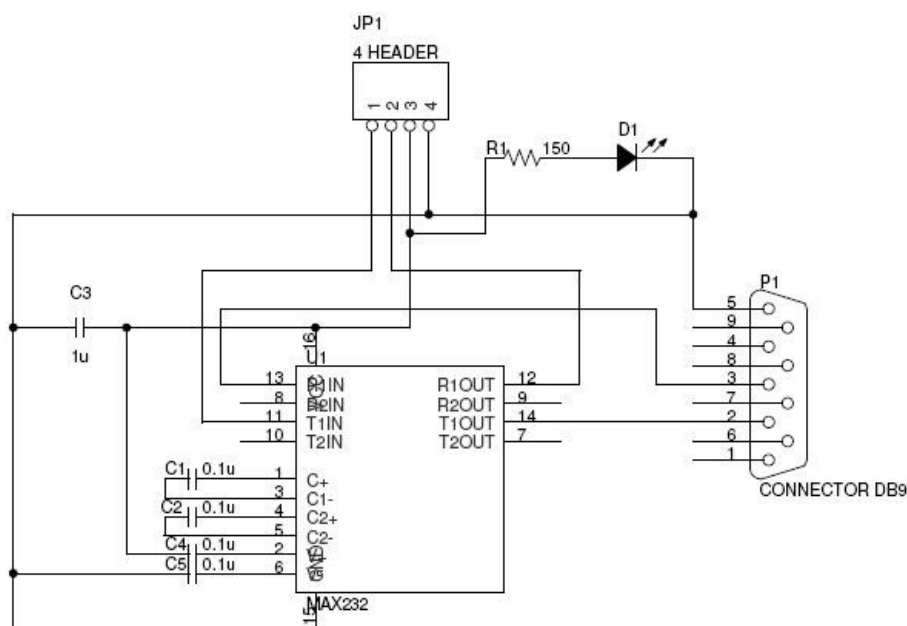


Fig. 62. Esquemático del circuito adaptador de niveles.

4.2.5.2. Diseño de la placa del circuito.

En la figura 63 se puede ver el emplazamiento de los componentes.

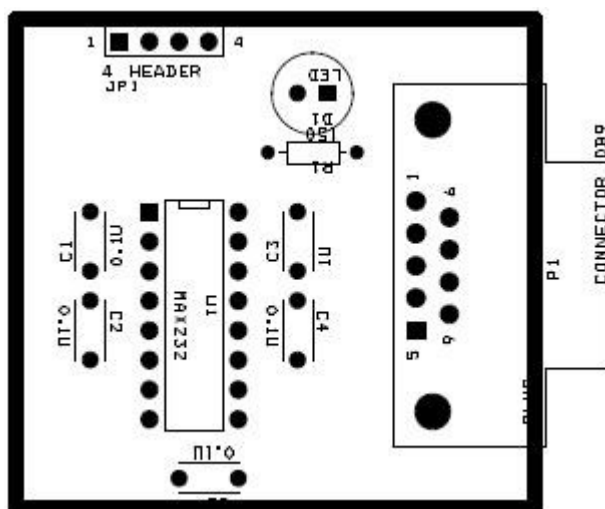


Fig. 63. Layout del circuito adaptador de niveles.

En la figura 64 se puede ver el rutado de las pistas del circuito.

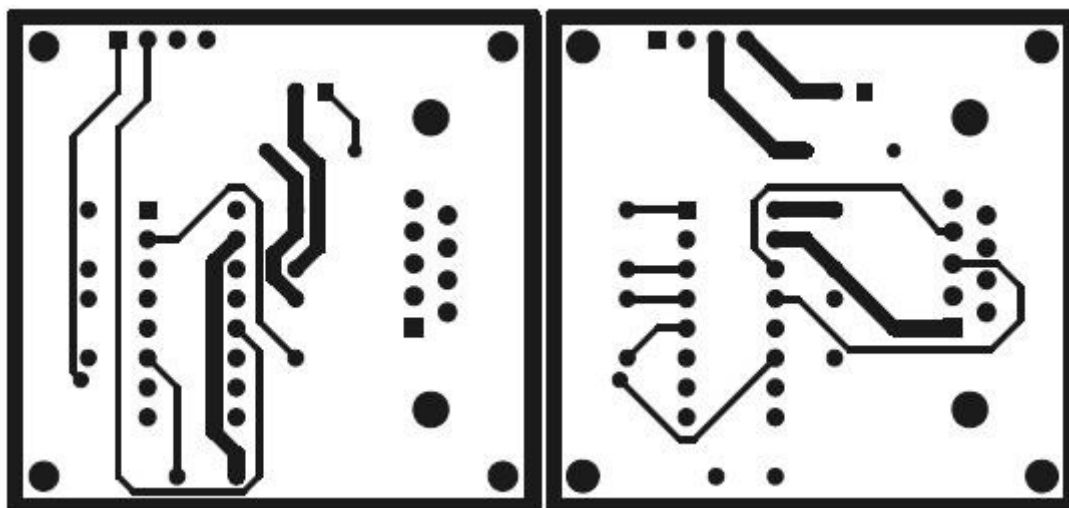


Fig. 64. Rutado de la placa, capas inferior y superior respectivamente.

4.2.6. Buffers.

Ya se ha mencionado que las salidas del microcontrolador varían entre los 0 V y los 3.3 V. Por tanto, la señal de control encargada de hacer conmutar los transistores del circuito de conmutación será una onda PWM de 3.3 V de amplitud. Es una

tensión suficiente para conmutar los transistores IRF530 ya que su tensión umbral $V_{GS(TH)}$ varía entre los 2 V y los 4 V, pero la corriente I_{DS} que el transistor entrega a ese nivel de tensión es demasiado pequeña para poder provocar un calentamiento rápido del nitinol (ver figura 65).

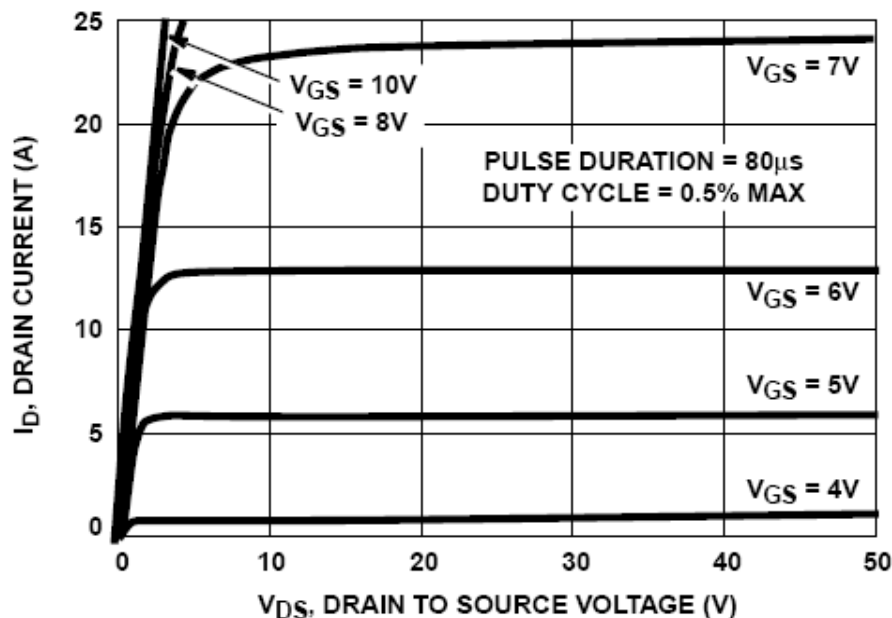


Fig. 65. Relación I_{DS} - V_{DS} .

Para poder obtener la corriente deseada han de amplificarse los niveles de tensión de control, y por tanto el valor de V_{GS} , a un valor de tensión de 5 V. De esta manera el transistor permite el paso de una corriente de unos 6 A.

La primera alternativa estudiada para conseguir aumentar el valor de la tensión es usar un amplificador operacional junto con las resistencias necesarias para tener una ganancia de unos 1.5 V/V. Esta opción se ha descartado por ser necesarios un elevado número de componentes, entre los integrados de amplificadores operacionales que hay que utilizar y las resistencias necesarias para configurar sus ganancias. Para las diez señales de control del sistema habría que usar tres integrados modelo LM324 y 20 resistencias.

Otra alternativa para elevar 3.3 V a 5 V es usar un buffer adaptador de niveles de tensión. Esta es la opción elegida ya que para amplificar las diez señales de control son necesarios únicamente dos integrados de buffers con ocho entradas y salidas. El integrado elegido para esta tarea es el 74HC541. El 74HC541 es

un buffer octal de alta velocidad con salidas tri-estado ('0', '1' y alta impedancia). Tiene un rango de operación de 2 V a 6 V. Por tanto es un buffer capaz de entregar de 2 V a 6 V en sus salidas, dependiendo de a qué tensión se le alimente. Con una alimentación de 5 V consiguen amplificarse las entradas del buffer hasta una tensión de unos 4.9 V. Según la figura 65, este valor de tensión hace que el transistor pueda entregar una corriente de 6 A, suficiente para provocar un calentamiento rápido del nitinol.

4.2.6.1. Esquemático del circuito.

En la figura 66 se puede ver el esquemático del circuito que se ha diseñado para amplificar la tensión de las diez salidas de control del PIC32.

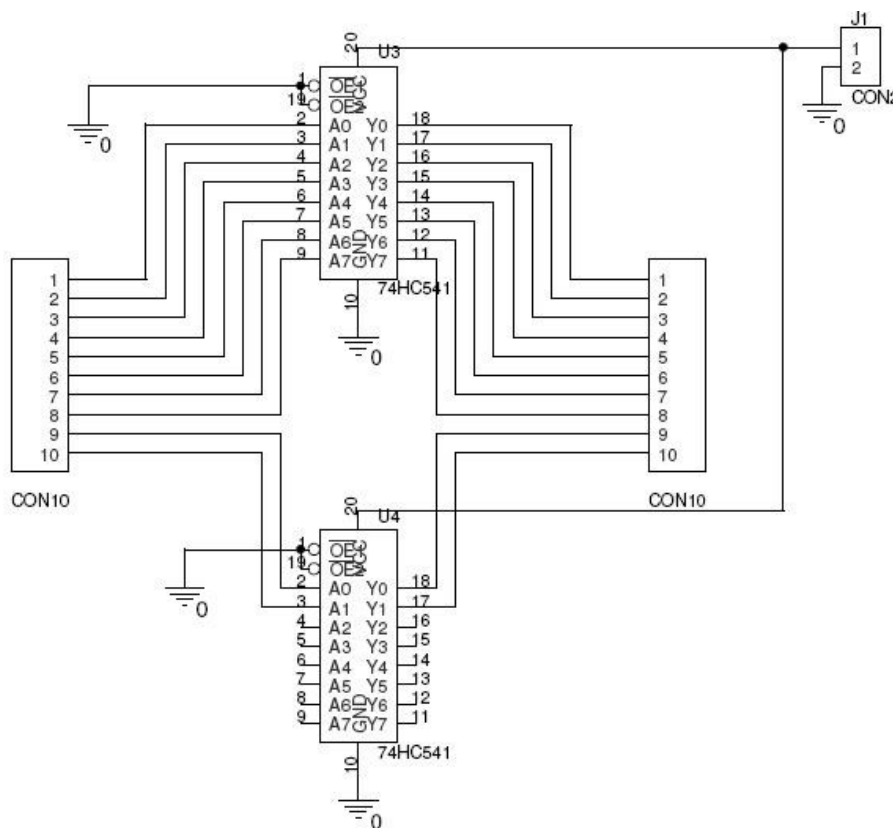


Fig. 66. Esquemático del circuito amplificador.

Las salidas del microcontrolador se conectan al bloque de conexión de 10 bornes de la izquierda, el cual está conectado a las entradas de los integrados 74HC541. Las salidas de estos componentes se conectan al bloque de diez bornes de la derecha, el cual irá conectado al circuito de conmutación.

Las entradas $\overline{OE1}$ y $\overline{OE2}$ están conectadas a tierra ya que en caso contrario, las salidas del 74HC541 se encuentran en el estado de alta impedancia.

4.2.6.2. Diseño de la placa del circuito.

En la figura 67 puede verse cómo están colocados los componentes en la placa.

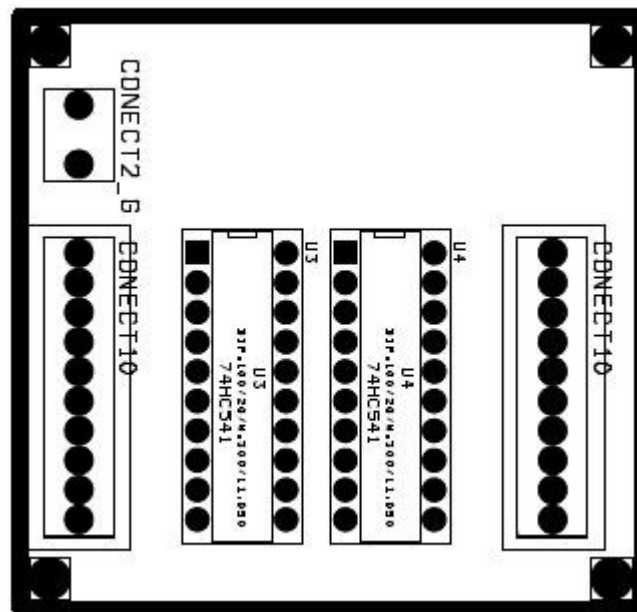


Fig. 67. Layout del circuito amplificador.

La figura 68 muestra el rutado de las pistas del circuito.

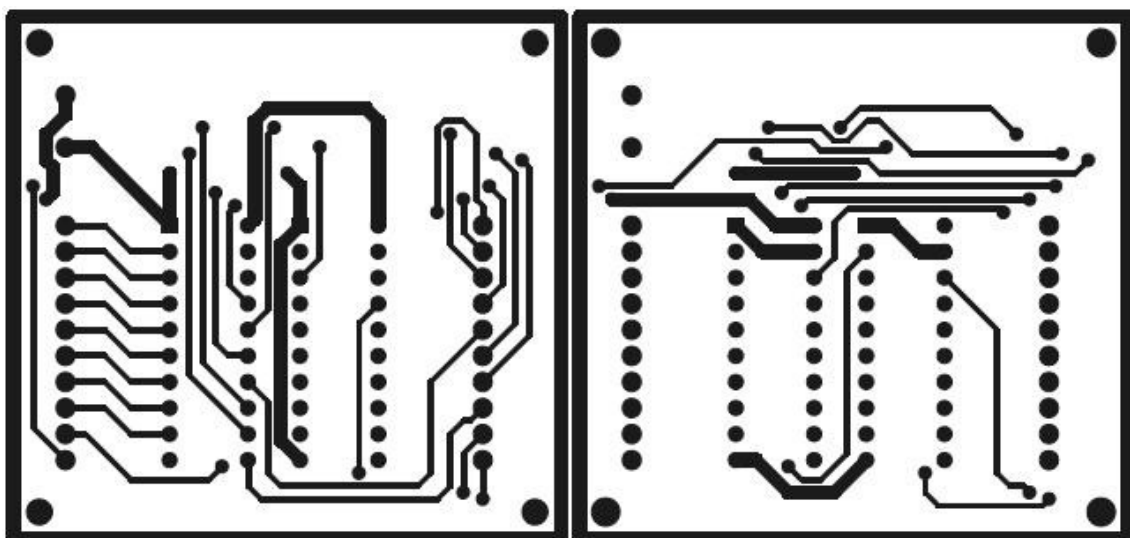


Fig. 68. Rutado de la placa, capas inferior y superior respectivamente.

4.3. Software del sistema.

4.3.1. Algoritmo de control.

Para el control de los actuadores, se han utilizado tres controles distintos: un control proporcional, un control proporcional-derivativo y un control *ad-hoc* diseñado específicamente para el presente sistema. Se trata de un controlador proporcional en el que se hace una estimación del valor futuro del error. A continuación se pueden ver los diagramas de flujo simplificados de los algoritmos de control empleados. Estos algoritmos se ejecutan en un bucle que termina cuando no quedan valores de la señal de referencia, o bien cuando pasa un tiempo determinado.

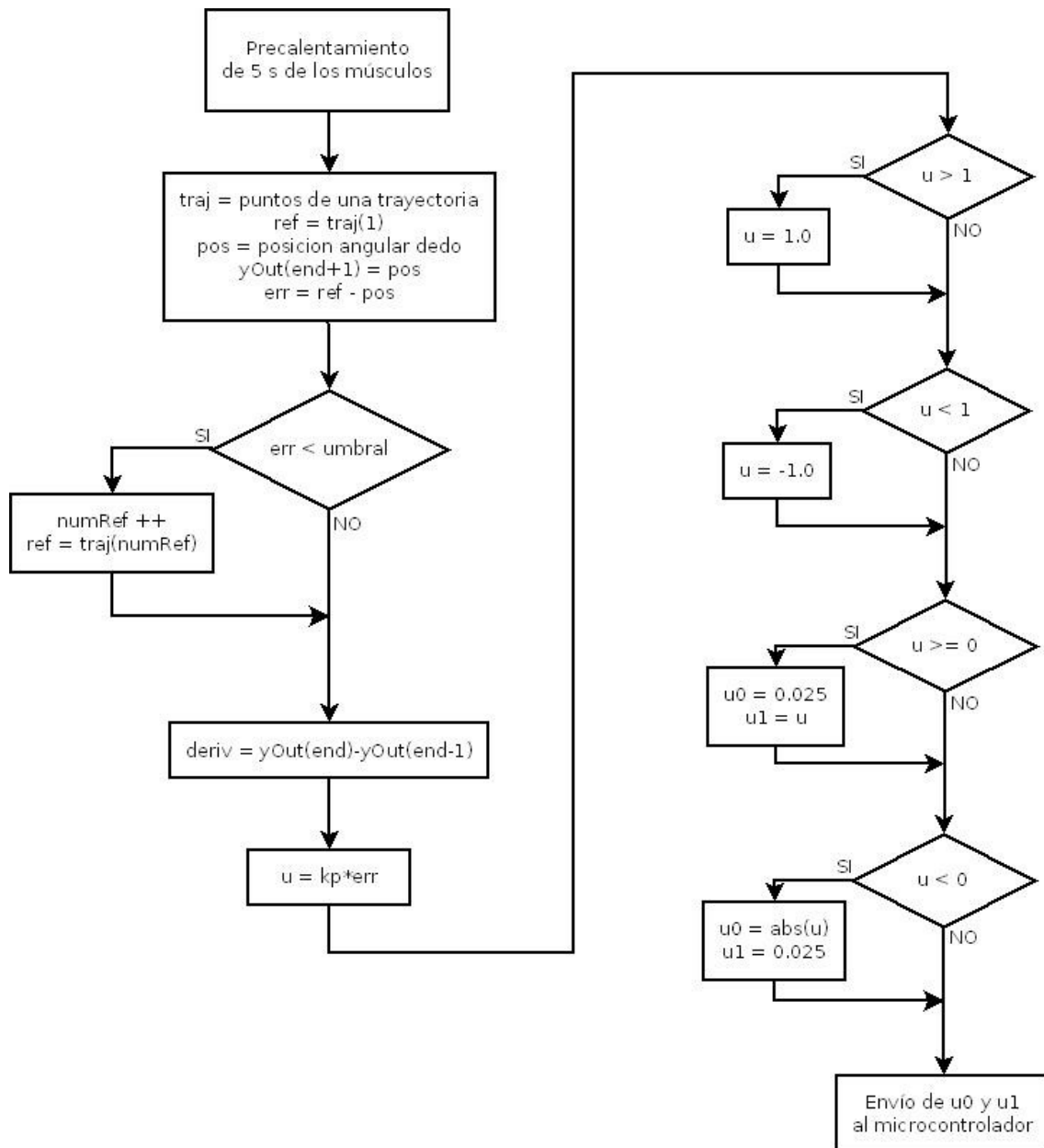


Fig. 69. Diagrama de flujo del algoritmo de control proporcional.

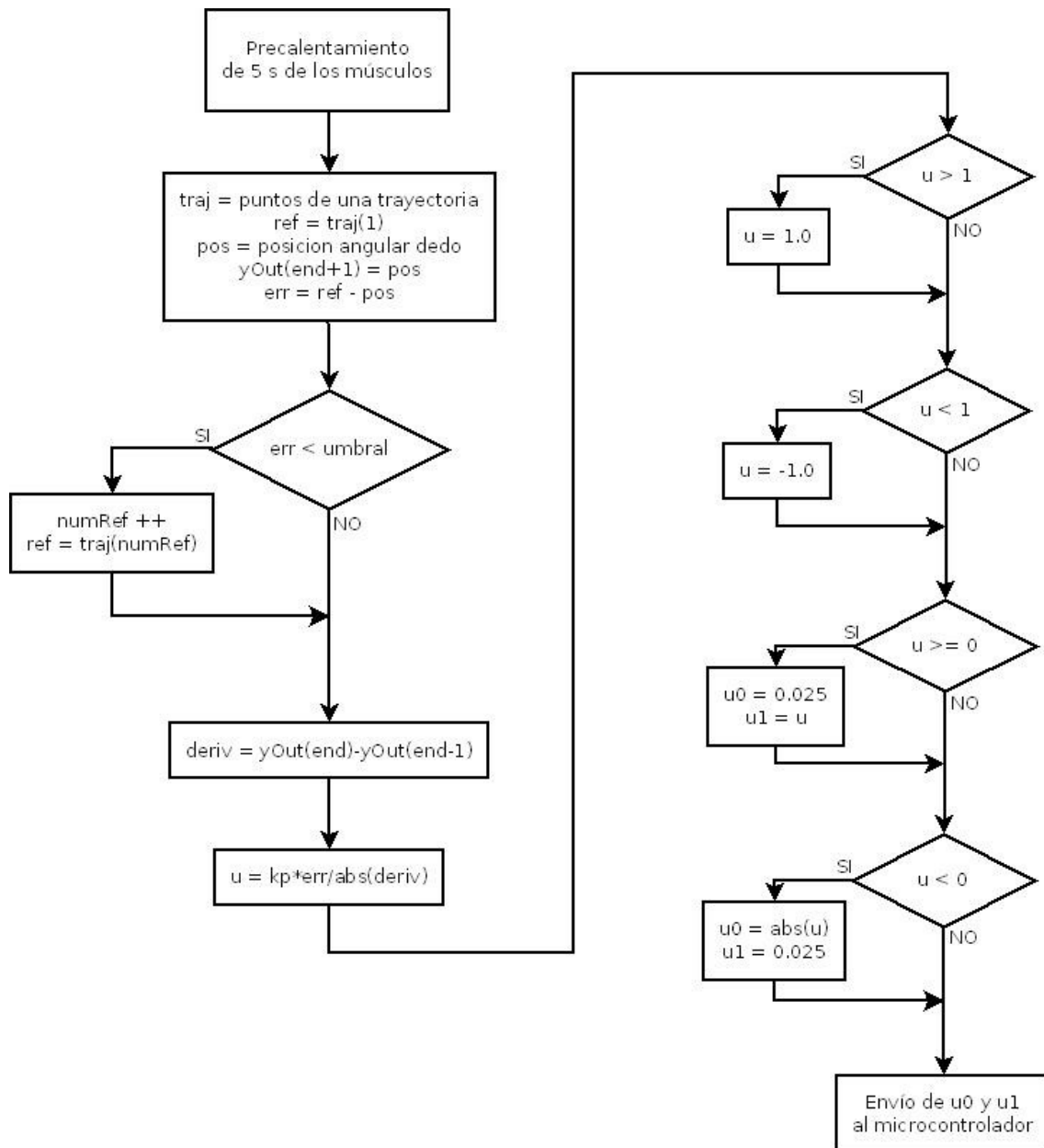


Fig. 70. Diagrama de flujo del algoritmo de control derivativo.

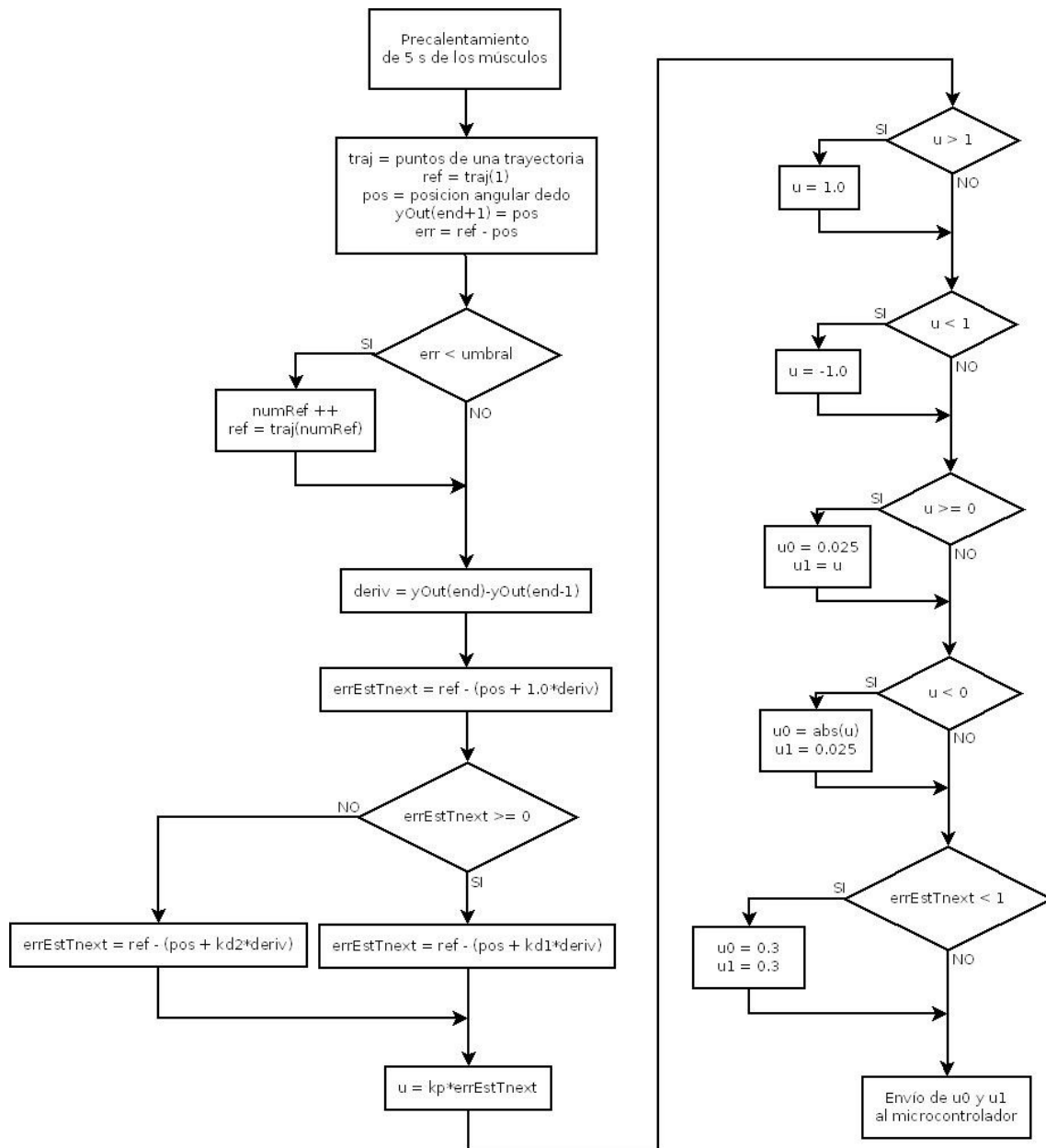


Fig. 71. Diagrama de flujo del algoritmo de control con estimación del error.

4.3.2. Programa del microcontrolador.

El microcontrolador se encarga de dos tareas. Por un lado ha de comunicarse con el PC y por tanto debe ser capaz de recibir los datos que este le envía. Su otro cometido es generar las ondas PWM que accionan los músculos en función de los comandos de control recibidos del PC.

4.3.2.1. Comunicación PC-microcontrolador.

Para recibir los comandos de control generados por MATLAB, el microcontrolador se comunica con el PC por medio de una comunicación serie. Para darle prioridad sobre el resto de tareas que ejecuta el microcontrolador, la comunicación ha sido programada en una interrupción. De esta manera, cuando el PC envía datos, se activa la interrupción y el microcontrolador los recibe.

Estos datos son almacenados en un *string* llamado *inputBuffer* y se envían con el siguiente formato:

dCycle:dCycle0,dCycle1,dCycle2,...,dCycle9,LF

Siendo *dCycleN* el valor del ciclo de trabajo de la señal de control del músculo *N*, que varía entre 0.0 (no circula corriente a través del músculo) y 1.0 (circula el máximo de corriente a través del músculo). *LF* es el carácter de salto de línea y su valor ASCII es '10'. Sirve para identificar el final del envío de datos.

Tras ser recibidos por el microcontrolador, los datos son procesados por medio de la función *dataProcess*. En esta función se recorre el *string inputBuffer* hasta que detecta el carácter ':' a partir del cual se encuentran los datos requeridos para generar la señal PWM. Entonces se almacenan los valores de *inputBuffer* en otro *string* llamado *auxBuffer* hasta que se lee el carácter ','. El *array auxBuffer* es entonces convertido de *string* a *float* y el valor resultante es almacenado en la variable *dCycle0*. De esta manera se obtiene el primero de los distintos valores de los ciclos de trabajo de las señales de control de los músculos enviados por MATLAB. Este proceso se repite hasta que el programa lee el carácter de salto de línea que indica que se ha alcanzado el final del *string* de datos, momento en el cual estarán almacenados todos

los valores de los ciclos de trabajo en sus correspondientes variables.

Por último, los valores de los ciclos de trabajo son almacenados en un *array* llamado *dCycleArr* y al mismo tiempo se almacenan en otro *array* llamado *muscle* las variables que activan o desactivan las salidas digitales del microcontrolador a las que corresponden las señales de control del circuito de conmutación. De esta manera a cada ciclo de trabajo le corresponde una salida en concreto, y por tanto, un músculo en concreto.

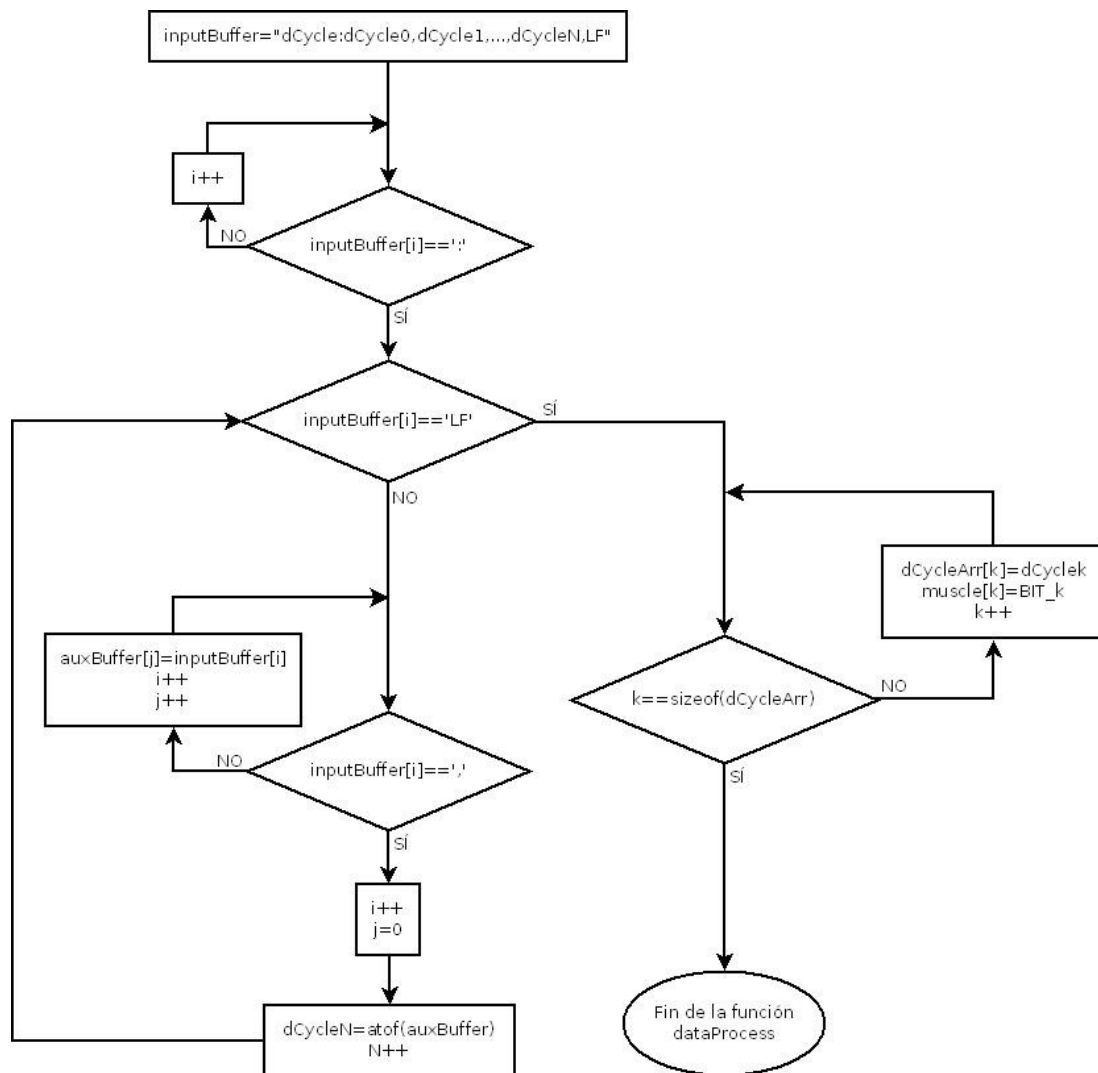


Fig. 72. Diagrama de flujo de la función *dataProcess*.

4.3.2.2. Generación de las señales de control.

Las señales PWM de control se generan por medio de la función *pwmGen*. Para poder tener varios músculos activos al mismo tiempo, las señales que los accionan se generan de la siguiente manera:

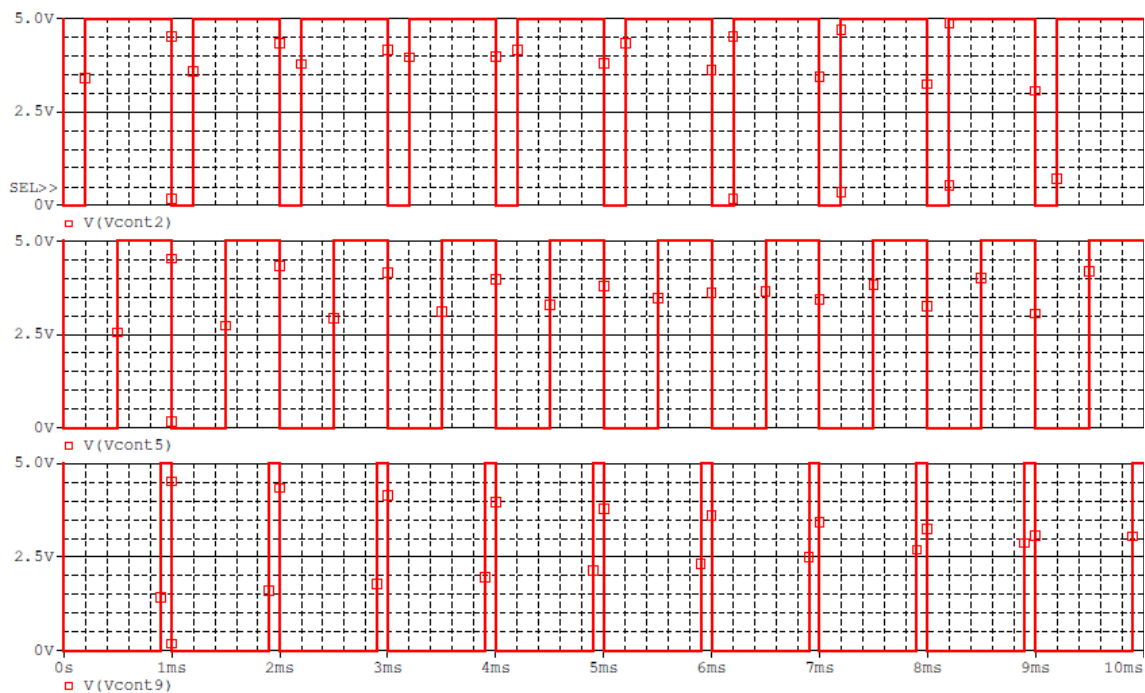


Fig. 73. Señales de control con distintos ciclos de trabajo.

El músculo cuya señal de control tenga el ciclo de trabajo mayor será el primero en activarse, y el resto de músculos se activarán en función del valor del ciclo de trabajo de sus señales de control, de mayor a menor. Las señales PWM toman valor cero simultáneamente.

Para conseguir esto, al inicio de la función *pwmGen* se llama a la función *ordering*, que ordena los valores del array *dCycleArr* de menor a mayor. El método empleado para ordenarlos es el método de ordenamiento de burbuja, que se muestra a continuación en pseudocódigo:

```

ordenamiento de la burbuja ( $a_0, a_1, \dots, a_{n-1}$ )
  para  $i=2$  hasta  $n$  hacer
    para  $j=0$  hasta  $j=n-i$  hacer
      si  $a_{(j)} > a_{(j+1)}$  entonces
         $aux = a_{(j)}$ 
         $a_{(j)} = a_{(j+1)}$ 
         $a_{(j+1)} = aux$ 
      fin si
    fin para
  fin para
fin ordenamiento de la burbuja

```

A continuación, las salidas de las señales de control toman valor '0' sólo si los valores de sus ciclos de trabajo son inferiores a un valor prefijado en la variable *onDCycleDeadBand*. Esto se hace para evitar que cuando una salida tenga un ciclo de trabajo $D = 1.0$, las señales tomen valor '0'.

Después de esto, se calcula el tiempo que va a permanecer a nivel bajo la señal PWM cuyo ciclo de trabajo sea mayor, que es la primera en activarse, mediante la siguiente expresión:

$$time = (1 - dCycleArr[n-1]) * period$$

Siendo *period* el valor del periodo de la onda PWM y n el número de músculos. Recordar que en *dCycleArr* están ordenados los valores de los ciclos de trabajo de menor a mayor, por tanto para activar primero la salida de mayor ciclo de trabajo hay que tomar el último valor almacenado en *dCycleArr*.

Este valor *time* se pasa como parámetro a la función *delay*. Esta función repite una temporización de 1 μs tantas veces como el valor que tenga *time*, por lo que el periodo ha de especificarse en microsegundos. A continuación se activa el primer músculo sólo si el valor del ciclo de trabajo es superior a un valor prefijado en la variable *offDCycleDeadBand*. Esto se hace para evitar que cuando la salida tenga un ciclo de trabajo $D = 0.0$, la señal tome valor '1'. A continuación se activan los demás músculos, pero el valor de *time* que se pasa a la función *delay* es el producto del periodo por la diferencia entre el ciclo de trabajo del músculo anterior y el ciclo de trabajo del músculo actual. Para activarse también deben tener un ciclo de trabajo superior al valor de *offDCycleDeadBand*. Por último, se llama a la función *delay* pasándole como parámetro el resultado de multiplicar el menor de los ciclos de trabajo,

correspondiente al último músculo en activarse, por el periodo. La función *pwmGen* se ejecuta en un bucle infinito en la función principal del programa.

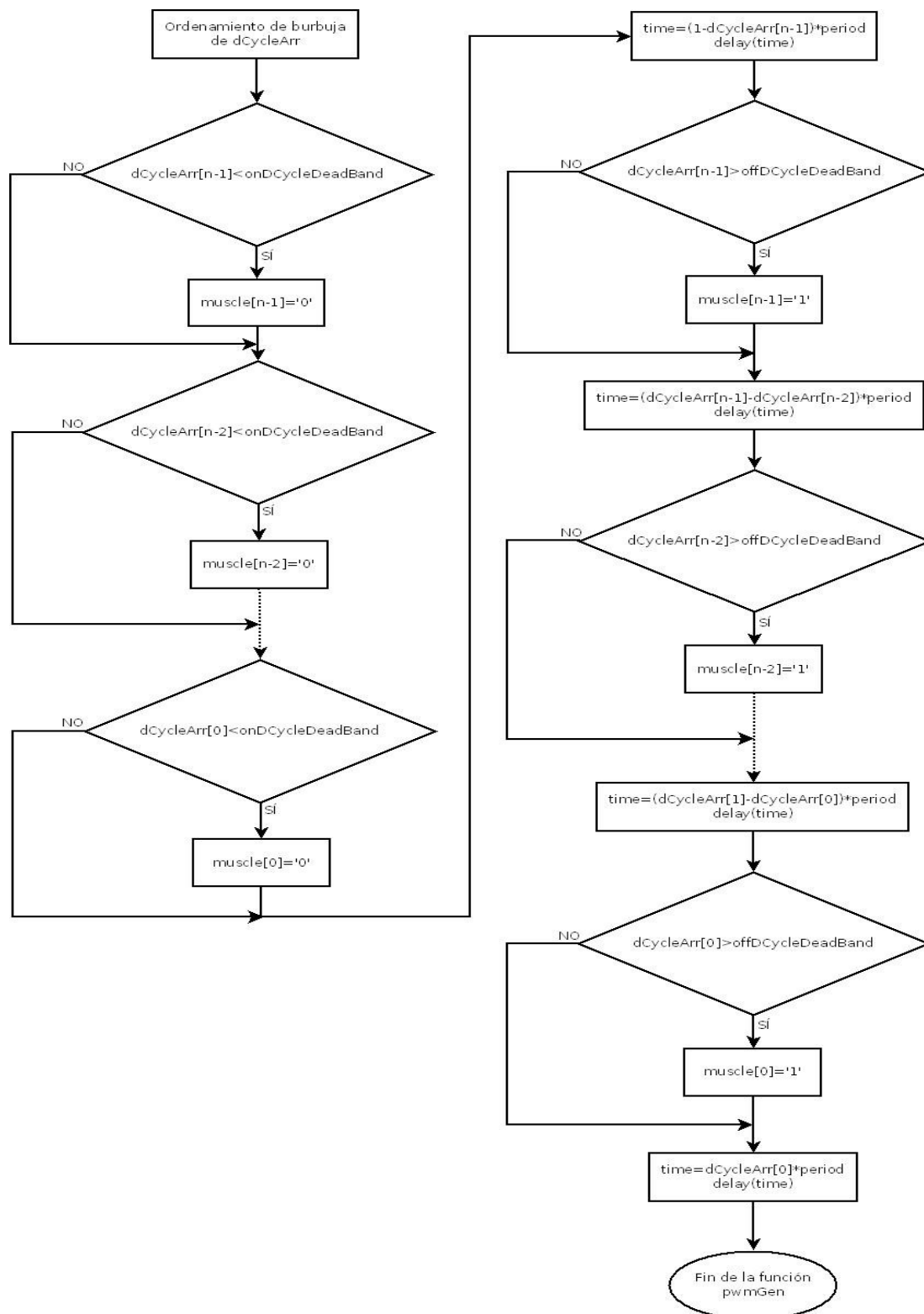


Fig. 74. Diagrama de flujo de la función *pwmGen*.

5. Pruebas experimentales.

A continuación se exponen todas las pruebas llevadas a cabo con el sistema completo. Las pruebas abarcan el funcionamiento del sistema electrónico, las posibles configuraciones para los actuadores del sistema, la respuesta en frecuencia del sistema, y el control de la posición del dedo. En la figura 75 puede verse una imagen del sistema completo.

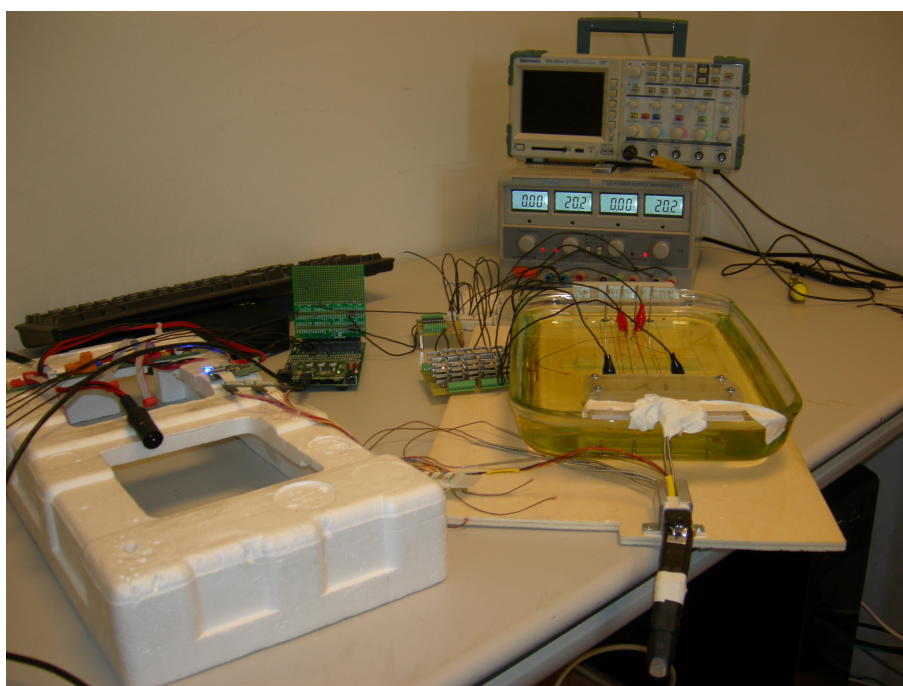


Fig. 75. Sistema completo.

5.1. Pruebas del sistema electrónico.

El objetivo de estas pruebas es verificar que el microcontrolador genera correctamente las señales PWM de activación de los músculos. Se espera que el ancho de pulso de la señal generada sea igual al ancho de pulso de la señal de control. También se va a comprobar el funcionamiento del sistema a varias frecuencias. Por último, se realiza un estudio de la variación del consumo de potencia entre el sistema sin refrigeración y el sistema refrigerado. Para la realización de estas pruebas se han enviado al microcontrolador varias señales de control de diversos valores y se han tomado medidas con el osciloscopio. Para las pruebas de

frecuencia se ha enviado una señal de control de valor 0.5 y se ha variado la frecuencia de la PWM.

5.1.1. Generación correcta de la señal PWM.

Las siguientes medidas corresponden a las salidas del microcontrolador y a las salidas del buffer que amplifica la señal del microcontrolador.

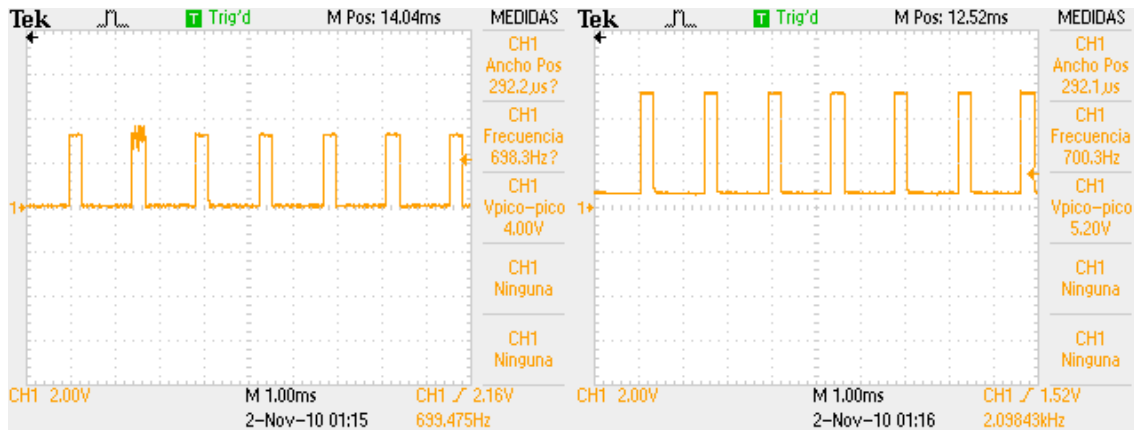


Fig. 76. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 0.2$.

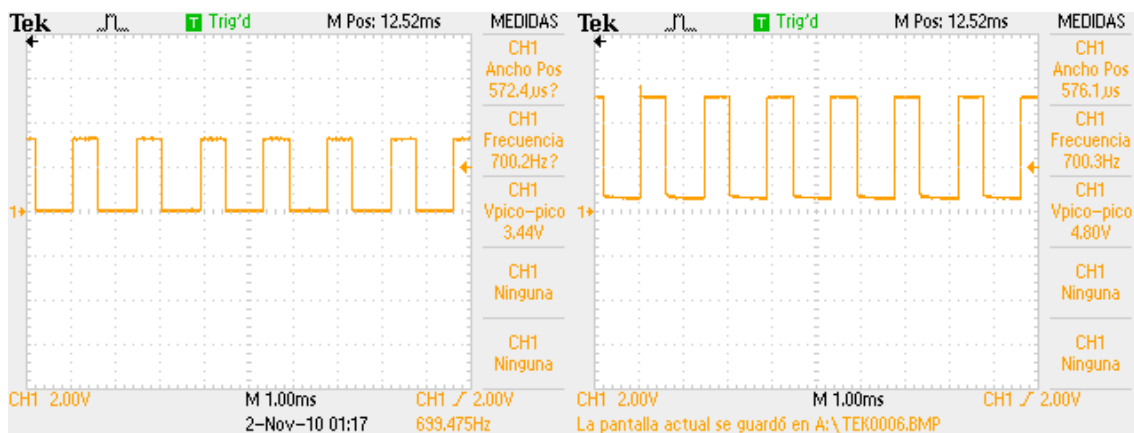
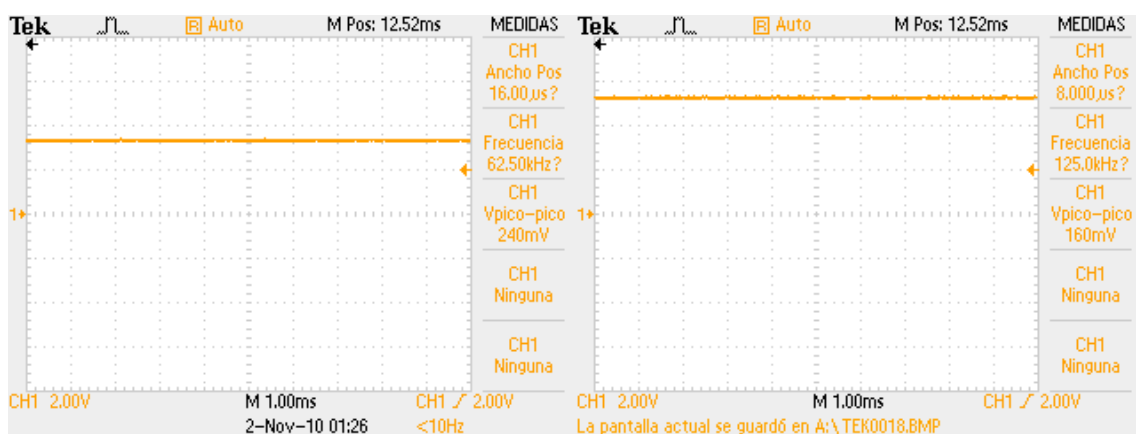
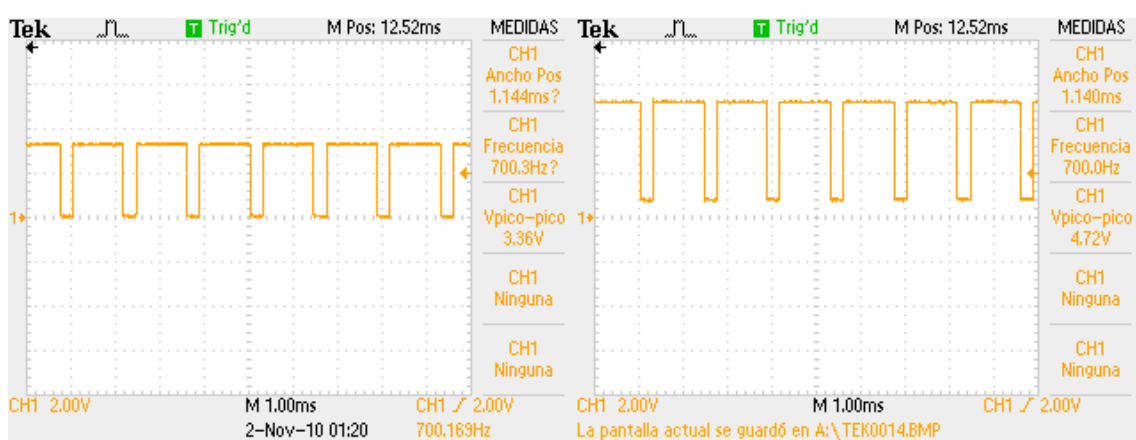
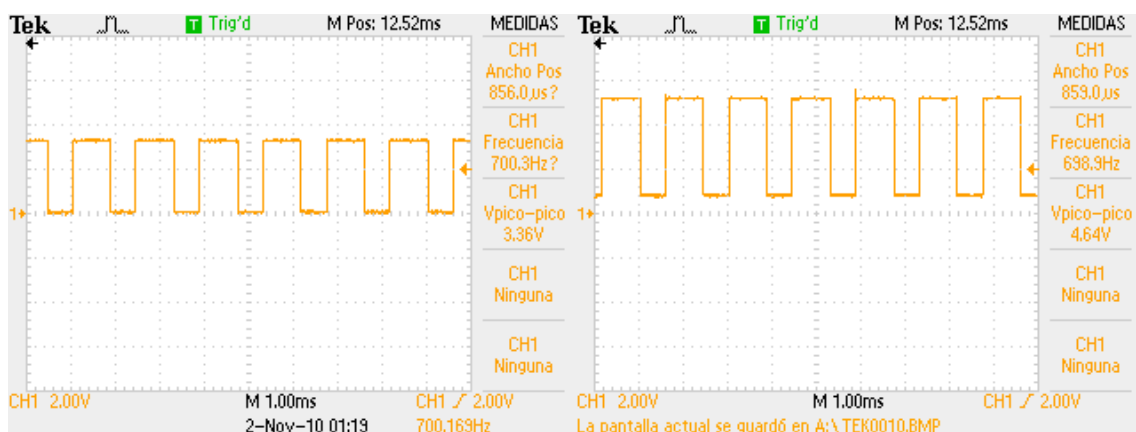


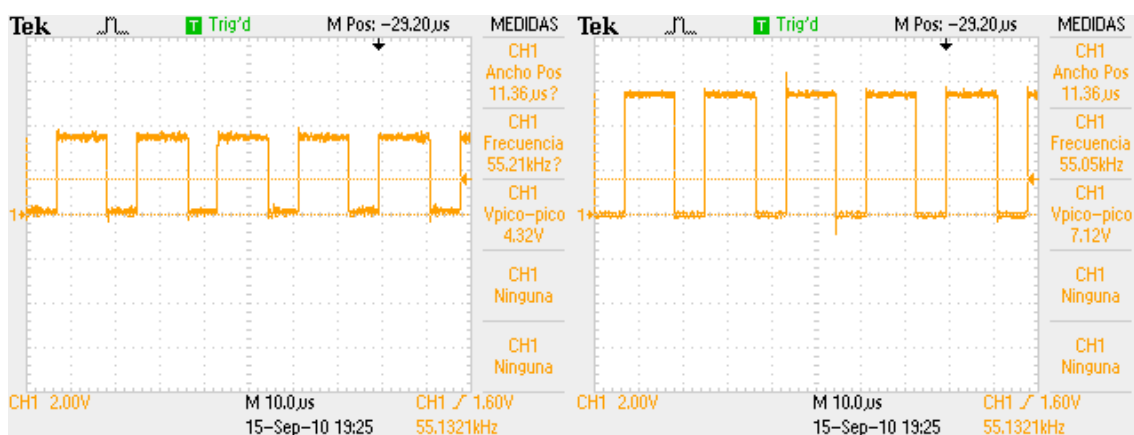
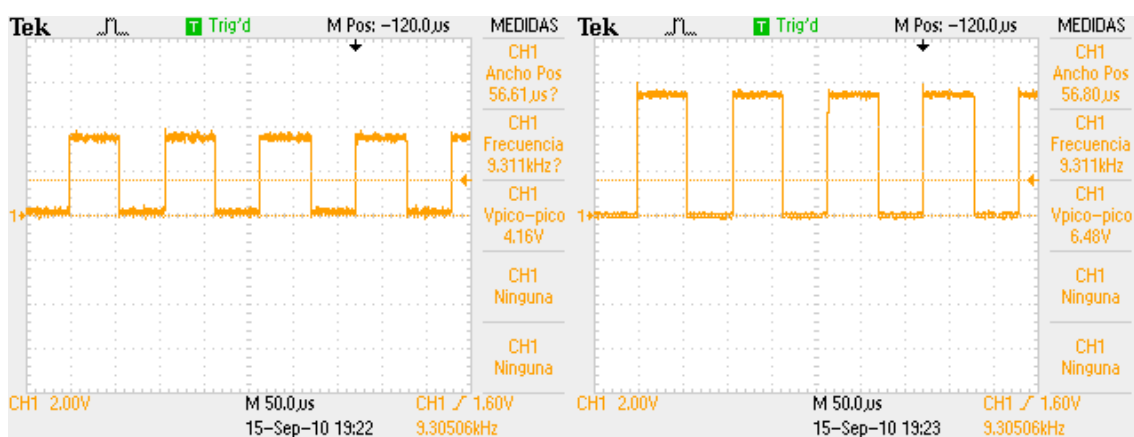
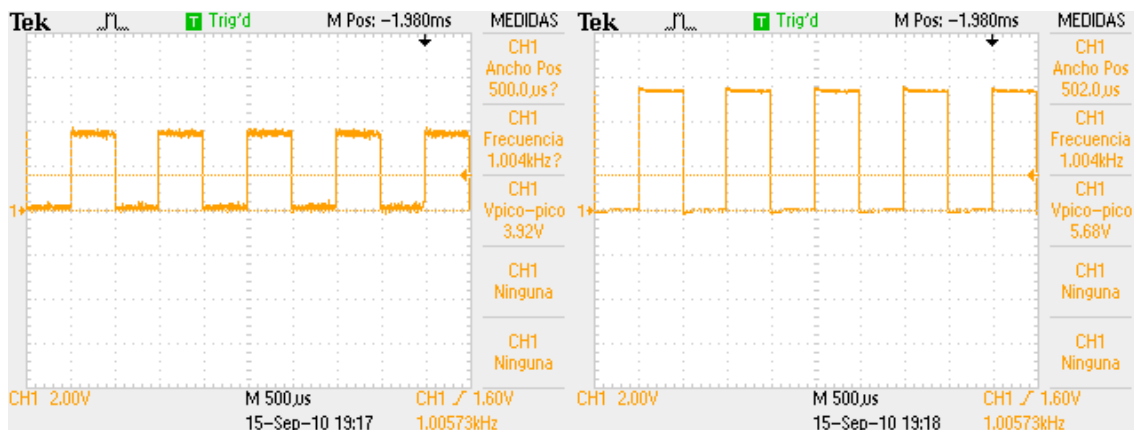
Fig. 77. Salidas del microcontrolador y del buffer respectivamente. $D = 0.4$.



Puede verse cómo el valor de la salida del buffer es suficiente para que el transistor permita la circulación de más de 5 A a través del actuador, como se ha estudiado en el apartado 4.2.6.

5.1.2. Pruebas de la frecuencia de operación.

También se ha comprobado el funcionamiento de los circuitos a una frecuencia de 1KHz, 10 KHz y 50 KHz.



El funcionamiento del circuito es correcto para las frecuencias probadas. Sin embargo se ve cómo a frecuencias

elevadas, como es el caso de la figura 83, la onda PWM tiene un valor del ciclo de trabajo ligeramente distinto al que debería tener.

5.1.3. Variación del consumo de potencia al usar refrigerante.

El uso de refrigeración presenta un inconveniente que ya se había mencionado en el capítulo 2. La energía que hay que proporcionar al músculo para provocar su contracción es mayor que en el caso en el que no se usa refrigerante, debido al calor que el actuador transfiere a este. Por lo tanto, el valor de la corriente necesaria para accionarlo es también mayor. Esto supone un aumento de la potencia consumida por el actuador. Para estudiar cómo varía este consumo de potencia en el sistema sin refrigeración y en el sistema refrigerado, se ha calculado la potencia consumida en mantener el dedo en una posición angular cualquiera. En este caso la referencia es de $\theta = 45^\circ$. La impedancia del alambre utilizado como actuador es:

$$R_{niti} = 3.31 \Omega$$

El ciclo de trabajo de la onda PWM necesaria para mantener el dedo en una posición fija es:

$$D = 0.3$$

La potencia consumida en el caso de no usar refrigerante es:

$$I_{sinrefr} = 3.5 A$$

$$P_{sinrefr} = (D * I_{sinrefr})^2 * R_{niti} = 3.65 W$$

En caso de utilizar refrigerante, la potencia tiene un valor de:

$$I_{conrefr} = 5 A$$

$$P_{conrefr} = (D * I_{conrefr})^2 * R_{niti} = 7.45 W$$

Con estos datos se calcula la relación entre los consumos de potencia:

$$Rel = \frac{P_{conrefr}}{P_{sinrefr}} = 2.04$$

Como puede comprobarse, el consumo de potencia de un músculo sumergido en un líquido refrigerante es el doble que en el caso de no refrigerar los músculos.

5.2. Pruebas del sistema mecánico.

Se han realizado pruebas con las distintas configuraciones posibles en las que se pueden utilizar los actuadores, para estudiar cuál es la más óptima. El actuador está formado por dos tendones antagónicos conectados a una misma articulación. Estas configuraciones son tres principalmente, que se describen a continuación.

5.2.1. Configuración 1.

Primero se ha probado una configuración tendón-nitinol/tendón-muelle como se muestra en la siguiente figura.

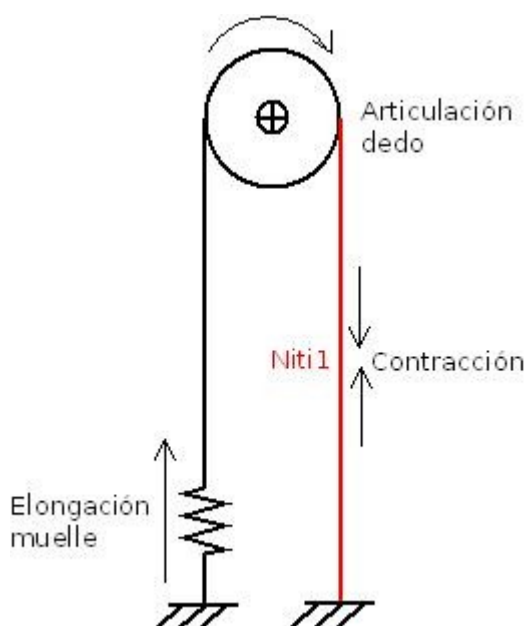


Fig. 84. Configuración 1.

En esta configuración se ha empleado inicialmente un alambre de 35 cm, como se especifica en el apartado 4.1.1. Sin embargo, la contracción obtenida con esta longitud no es suficiente para desplazar el dedo, ya que la mayor parte de dicha contracción se traduce en una elongación del muelle. Para solucionar este problema se ha utilizado un alambre más largo, de 77 cm, lo que supone una contracción de 2.31 cm. El uso de alambres más largos implica que no basta con que el alambre de una sola vuelta

alrededor de una polea para caber en la estructura de refrigeración (ver figura 85).

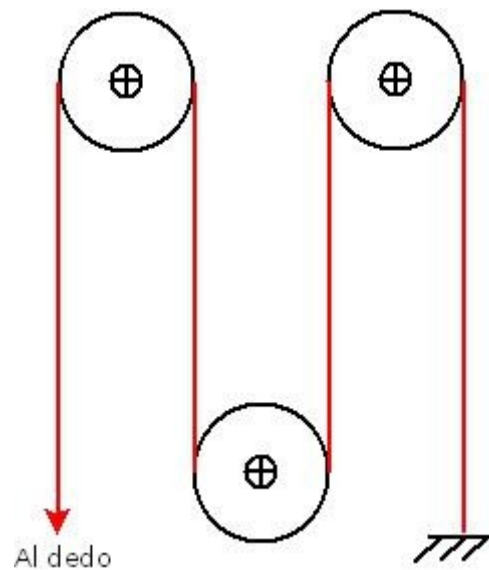


Fig. 85. Utilización de varias poleas para emplear alambres largos en espacios reducidos.

El problema que se ha detectado en esta configuración es que dependiendo de la constante elástica del muelle, o de la elongación inicial del mismo, el dedo no se mueve, o bien se mueve pero no vuelve a su posición inicial. Si la constante elástica es pequeña, el tendón se desplaza y el dedo se mueve. Sin embargo, al desactivar el músculo, el dedo no vuelve a su posición inicial ya que el muelle no ejerce fuerza suficiente para recuperar la forma del alambre en frío y vencer las fricciones. Si por el contrario, la constante elástica es grande, la fuerza ejercida por el actuador al contraerse no es suficiente para producir una elongación en el muelle, y por lo tanto el dedo no se mueve.

La ventaja de utilizar esta configuración es la menor complejidad del sistema mecánico, del control, y sobretodo el empleo de la mitad de componentes en el circuito de potencia.

5.2.2. Configuración 2.

La segunda configuración utilizada ha sido una configuración tendón-nitinol-muelle/tendón-nitinol-muelle, como puede verse en la figura 86.

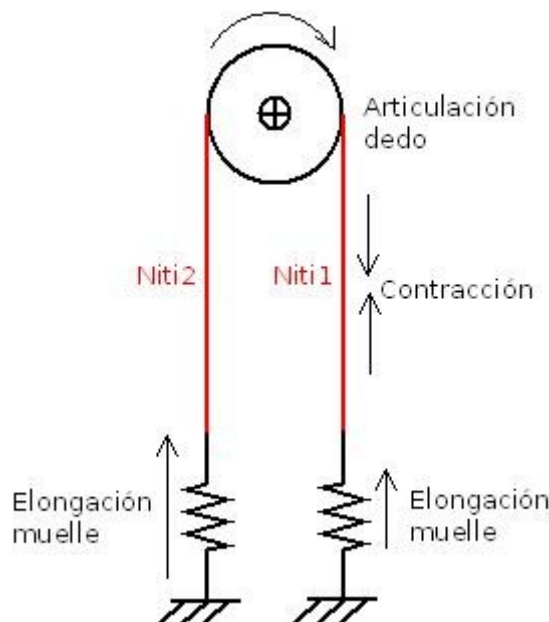


Fig. 86. Configuración 2.

Tras varias pruebas con esta configuración, se han sacado una serie de conclusiones. La tensión a la que se encuentra el sistema alambre-muelle en reposo afecta mucho al funcionamiento del sistema. Una tensión reducida supone un menor desplazamiento del dedo ya que parte de la fuerza de contracción inicial del actuador se pierde en tensar el sistema alambre-muelle. Si por el contrario el sistema está excesivamente tensado en reposo, el dedo también tendrá un rango de movimiento reducido. Esto se debe a que el alambre de nitinol debe ejercer una fuerza muy elevada para desplazar su tendón a causa de la fuerza ejercida por el muelle del tendón antagonista. Además, el sistema tiene el mismo problema con respecto a la constante elástica del muelle que el mencionado en la configuración 1. Para poder utilizar esta configuración se ha de llegar a un equilibrio entre la constante elástica del muelle, la longitud del alambre de nitinol, la tensión del sistema alambre-muelle y la fuerza ejercida por el nitinol, que permita el desplazamiento del dedo en todo su rango de movimiento.

Utilizar esta configuración tiene varias ventajas. Puede controlarse la impedancia mecánica del sistema. El control del

movimiento del dedo puede llegar a ser más preciso pero es más complejo que en el caso de la configuración 1. Además, el sistema es intrínsecamente *compliant*, que es una característica que deben tener las manos robóticas para operar de forma segura cuando interaccionan con humanos.

5.2.3. Configuración 3.

Finalmente se ha probado una configuración tendón-nitinol/tendón-nitinol (ver figura 87).

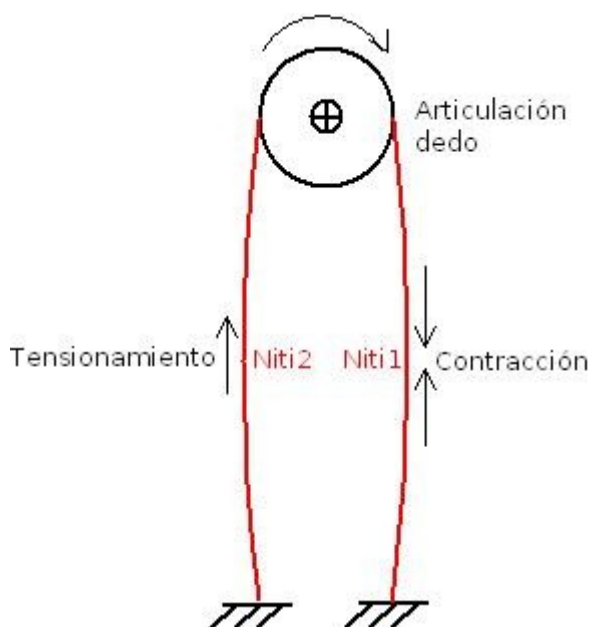


Fig. 87. Configuración 3.

La ventaja de utilizar esta configuración es que la fuerza de contracción del actuador se transfiere directamente al tendón del dedo. Además, el actuador debe hacer menos fuerza para desplazar el dedo, por lo que se necesita una contracción del alambre menor que en las configuraciones anteriores. La desventaja es que los alambres deben estar algo destensados en reposo para que la articulación pueda girar cuando uno de los dos actuadores se activa. Es necesario un sistema de muelles que tensen perpendicularmente los alambres, para evitar que estos hagan contacto, o se salgan de las poleas.

Esta es la configuración que se ha empleado en la realización del resto de pruebas experimentales (ver figura 88).

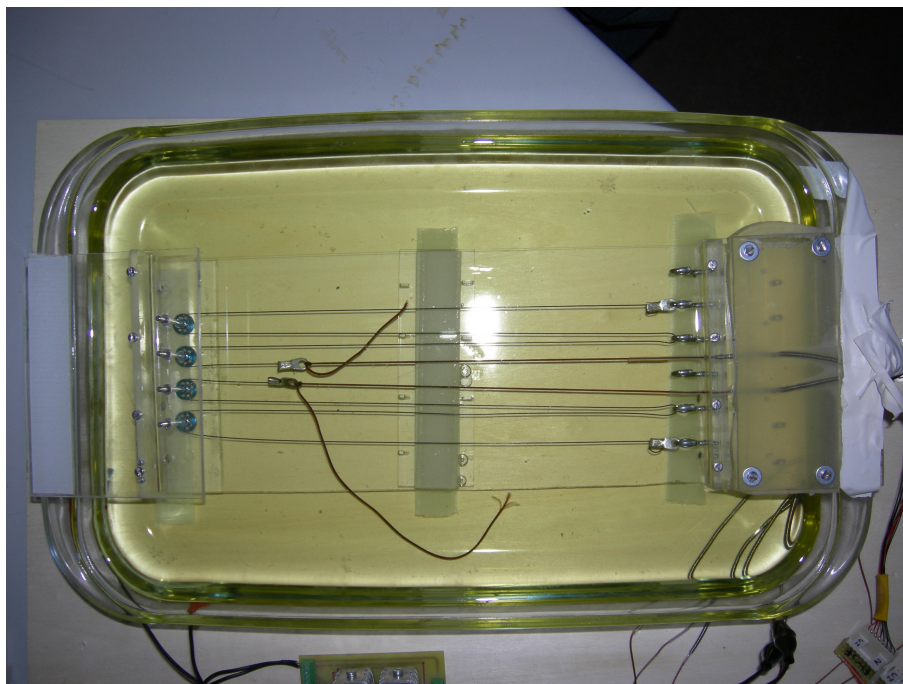


Fig. 88. Configuración de doble músculo sin muelle.

5.3. Pruebas de la respuesta en frecuencia.

El objetivo de estas pruebas es comprobar cuál es la frecuencia máxima de funcionamiento del dedo. Se ha estudiado la diferencia entre la frecuencia máxima obtenida con el sistema sin refrigerar y la obtenida con el sistema refrigerado. También se ha analizado cómo varía dicha frecuencia máxima según aumenta la amplitud del movimiento del dedo. Por último se estudia cómo afecta la temperatura del refrigerante a la respuesta en frecuencia del sistema.

5.3.1. Sin refrigerante.

En las siguientes figuras se muestra el desplazamiento del dedo entre $\theta = 0^\circ$ y $\theta = 40^\circ$, sin emplear refrigeración. La señal de control empleada es la máxima (ciclo de trabajo de 1.0) para obtener la máxima velocidad de desplazamiento.

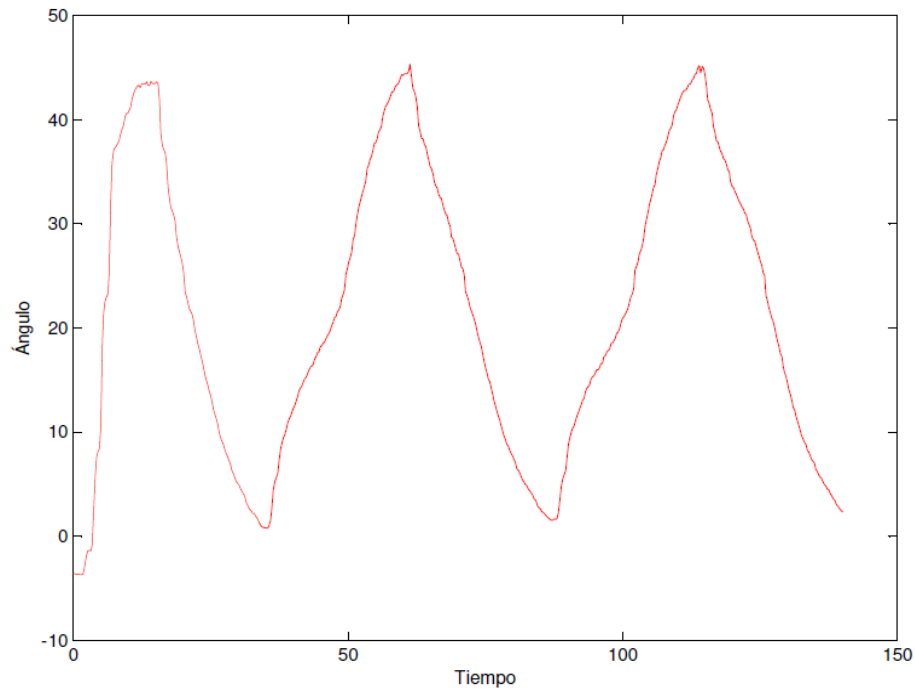


Fig. 89. Desplazamiento para $20^{\circ} \pm 20^{\circ}$, $f = 0.02$ Hz.

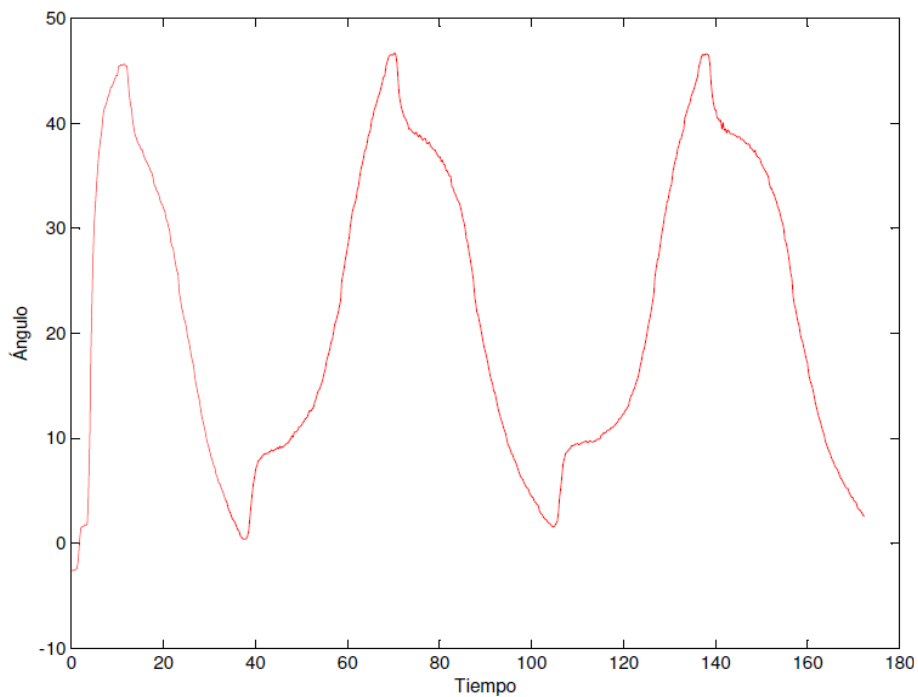


Fig. 90. Desplazamiento para $20^{\circ} \pm 20^{\circ}$, $f = 0.015$ Hz.

El tiempo mínimo que tarda el sistema en completar la secuencia de movimientos es de 140 s. La frecuencia máxima de operación es de $f = 0.02$ Hz.

5.3.2. Con refrigerante.

Para estudiar la frecuencia máxima de funcionamiento del dedo utilizando refrigeración, se han realizado una serie de pruebas en las que el dedo se ha desplazado entre dos posiciones angulares de referencia en torno a una posición central de 30° . La diferencia entre estas dos posiciones se ha ido incrementando a lo largo del tiempo. La señal de control empleada es la máxima (ciclo de trabajo de 1.0) para obtener la máxima velocidad de desplazamiento. A continuación se muestran los resultados más significativos de estas pruebas.

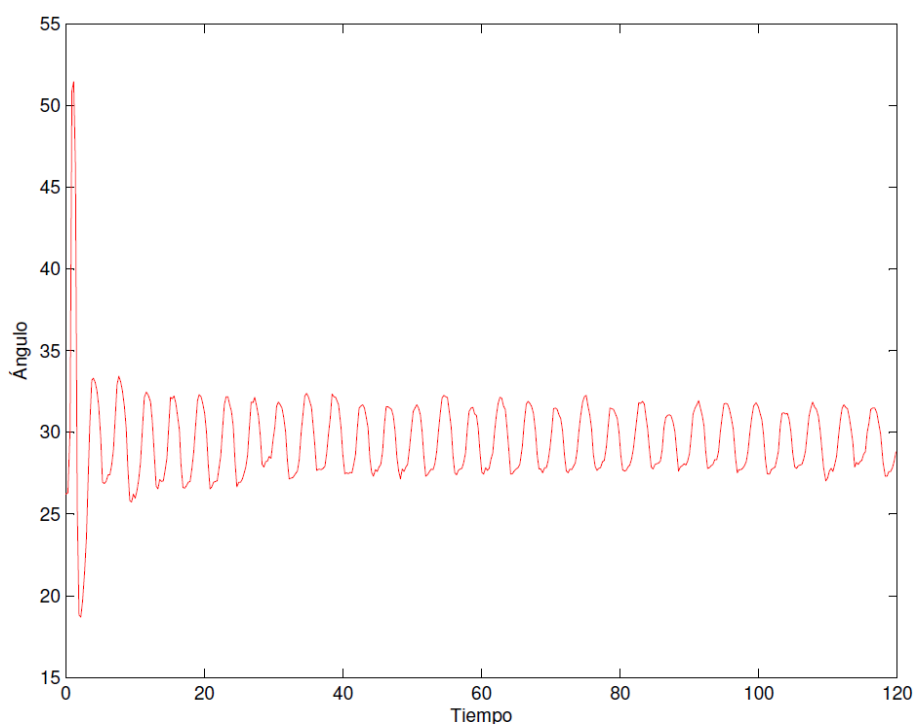


Fig. 91. Desplazamiento para $30^\circ \pm 2^\circ$, $f = 0.25$ Hz.

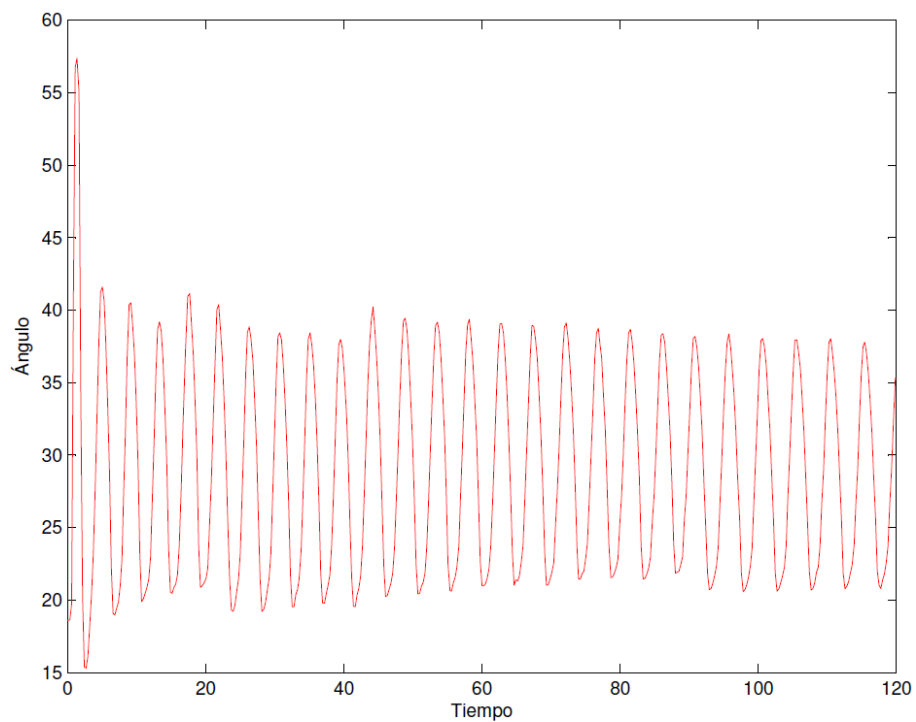


Fig. 92. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 10^{\circ}$, $f = 0.22$ Hz.

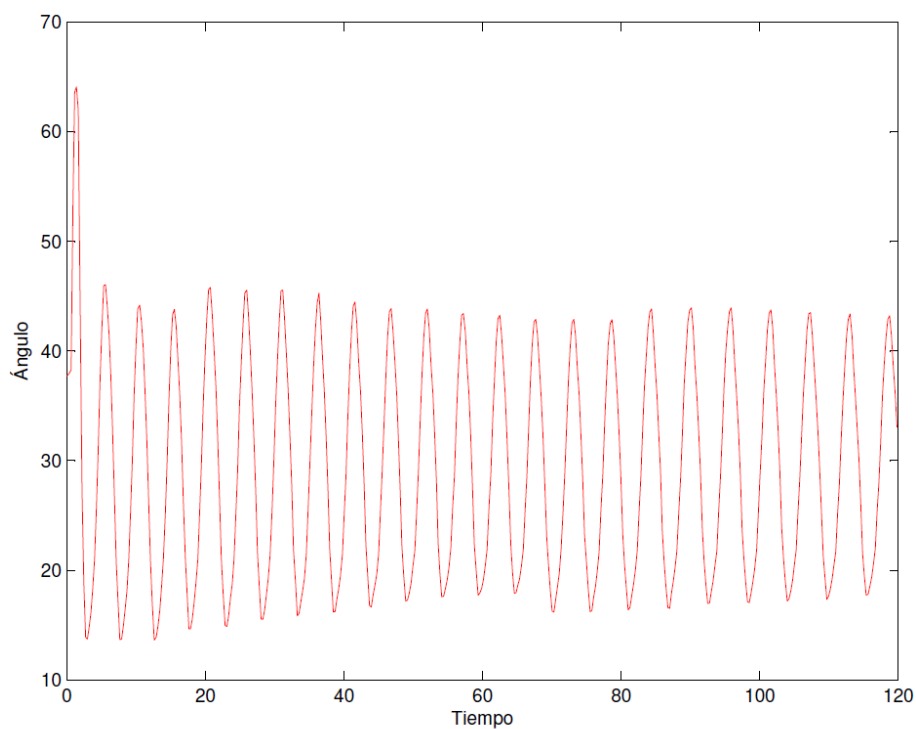


Fig. 93. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 15^{\circ}$, $f = 0.17$ Hz.

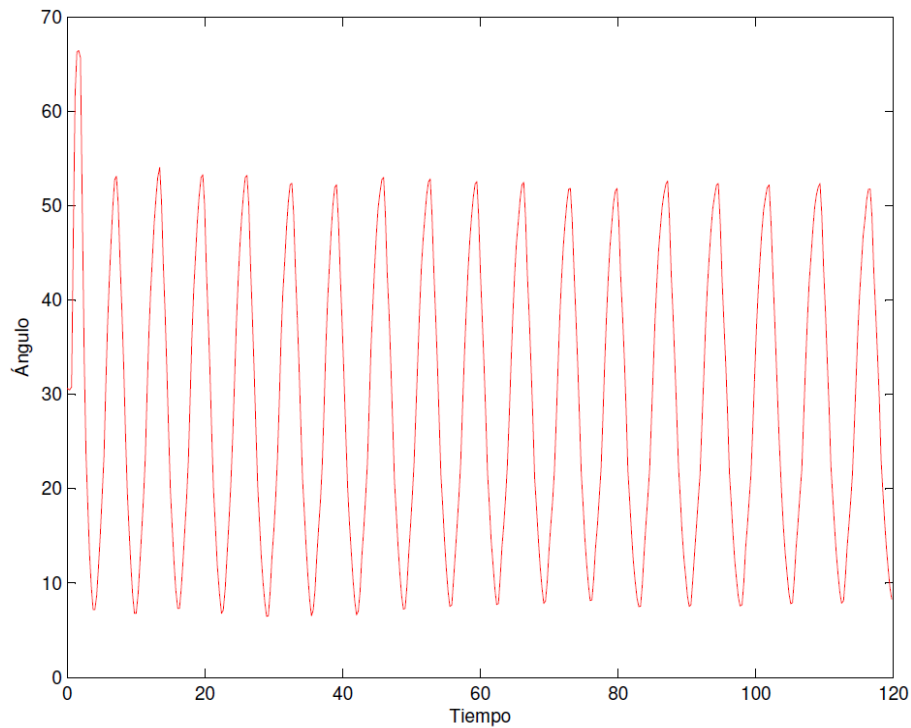


Fig. 94. Desplazamiento para $30^\circ \pm 20^\circ$, $f = 0.15$ Hz.

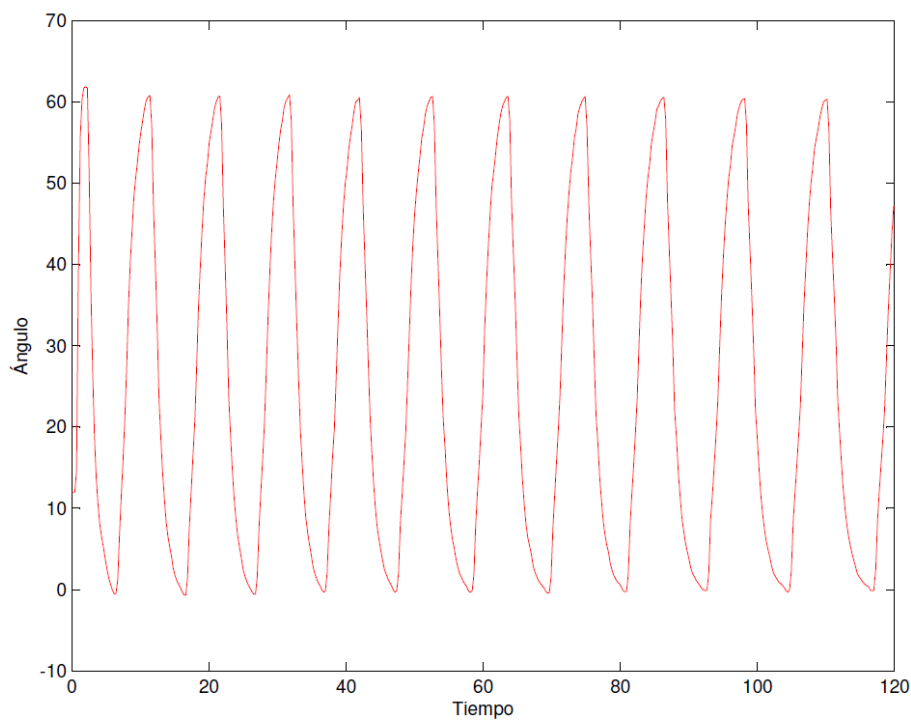


Fig. 95. Desplazamiento para $30^\circ \pm 30^\circ$, $f = 0.1$ Hz.

Puede verse cómo la refrigeración mejora notablemente la respuesta del sistema. La frecuencia de funcionamiento del dedo se ve considerablemente incrementada. También se puede ver cómo a

medida que se incrementa el rango de desplazamiento del dedo, la frecuencia máxima se ve reducida.

5.3.3. Estudio del efecto de la temperatura del refrigerante en la frecuencia.

Durante la realización de estas pruebas, se ha observado cómo la respuesta del sistema se ve empeorada conforme transcurre el tiempo durante el cual el dedo está funcionando. Esto es debido a que el aceite empleado como refrigerante se calienta a causa del calor generado por los alambres de nitinol. Cuanto más tiempo están activos los alambres, mayor será el calentamiento del refrigerante. En las siguientes figuras se puede ver cómo varía la respuesta del sistema en función de la temperatura del aceite.

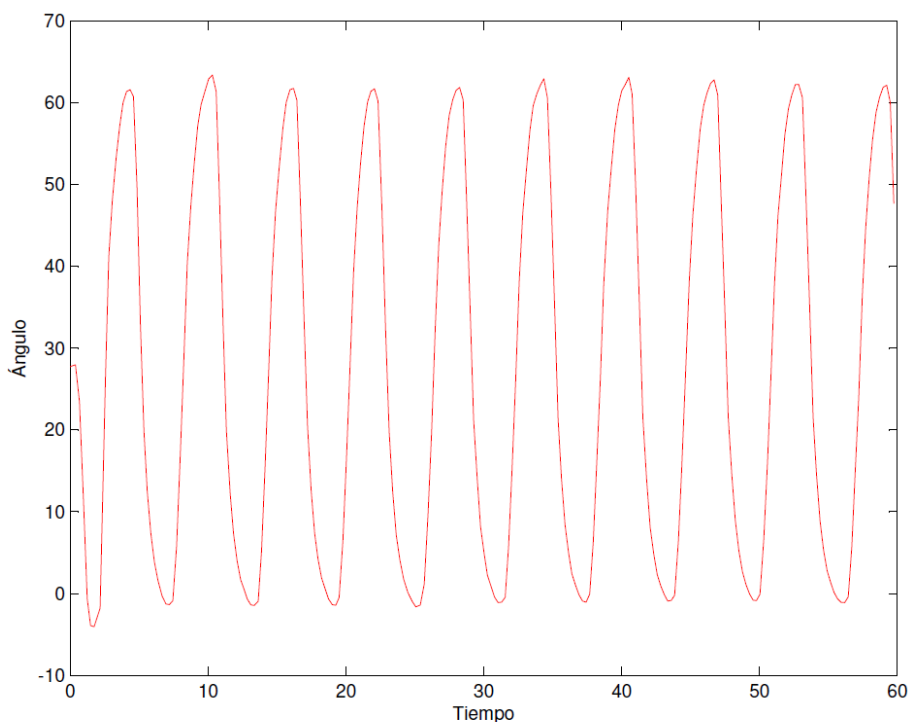


Fig. 96. Desplazamiento para $30^{\circ} \pm 30^{\circ}$, $T^a = 22^{\circ}\text{C}$, $f = 0.16 \text{ Hz}$.

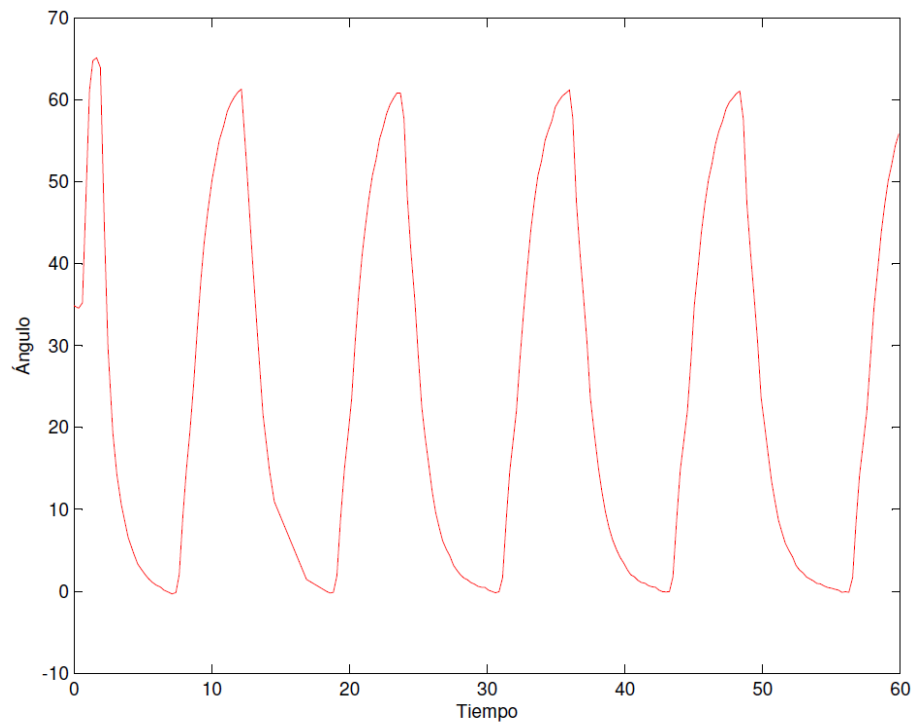


Fig. 97. Desplazamiento para $30^\circ \pm 30^\circ$, $T^a = 30^\circ\text{C}$, $f = 0.081\text{ Hz}$.

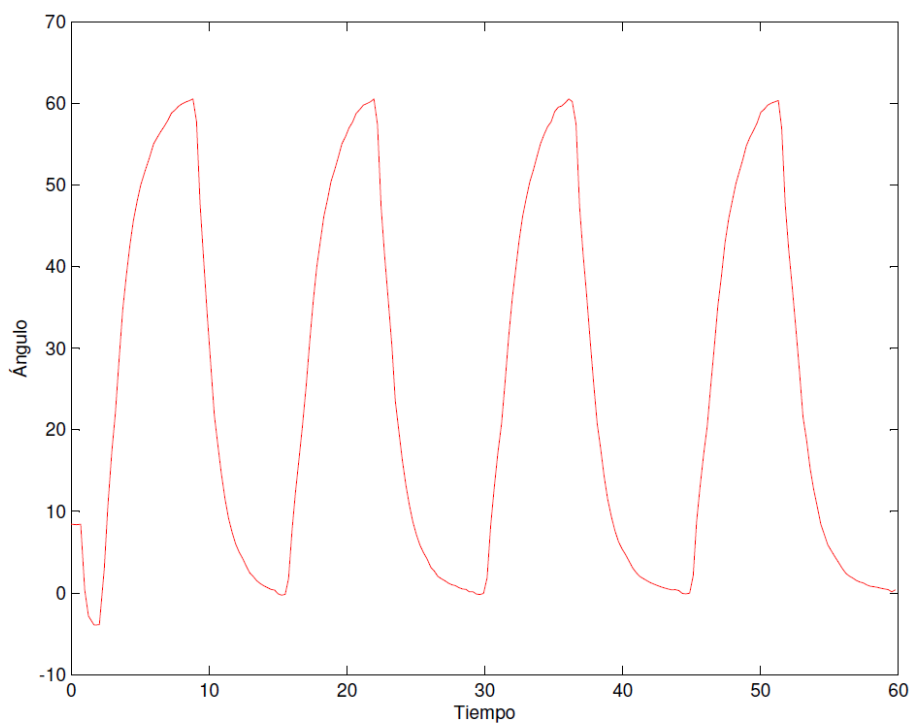


Fig. 98. Desplazamiento para $30^\circ \pm 30^\circ$, $T^a = 35^\circ\text{C}$, $f = 0.071\text{ Hz}$.

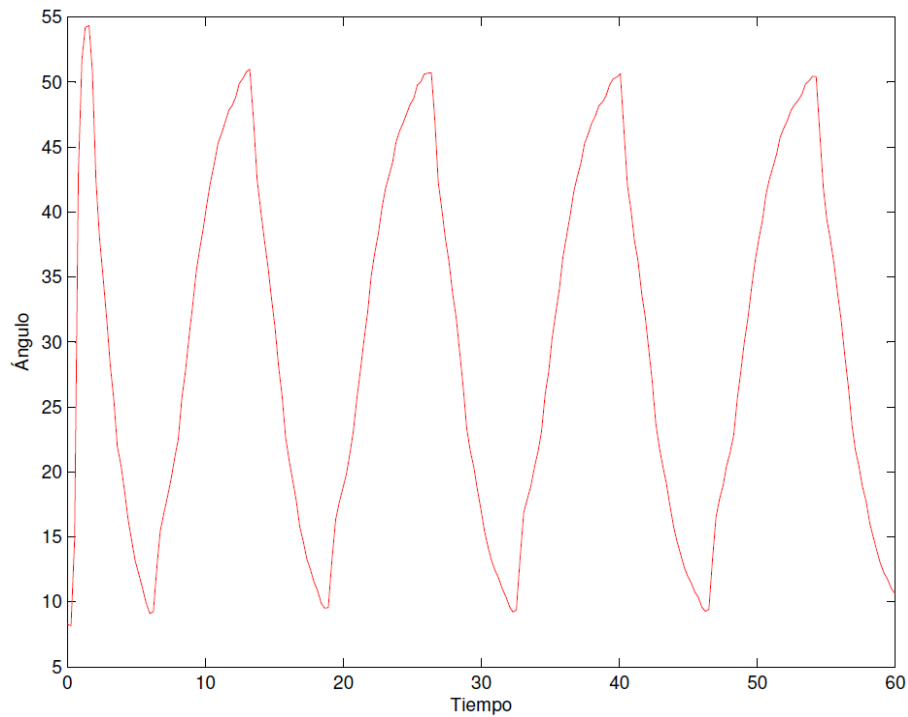


Fig. 99. Desplazamiento para $30^\circ \pm 30^\circ$, $T^a = 40^\circ\text{C}$, $f = 0.054 \text{ Hz}$.

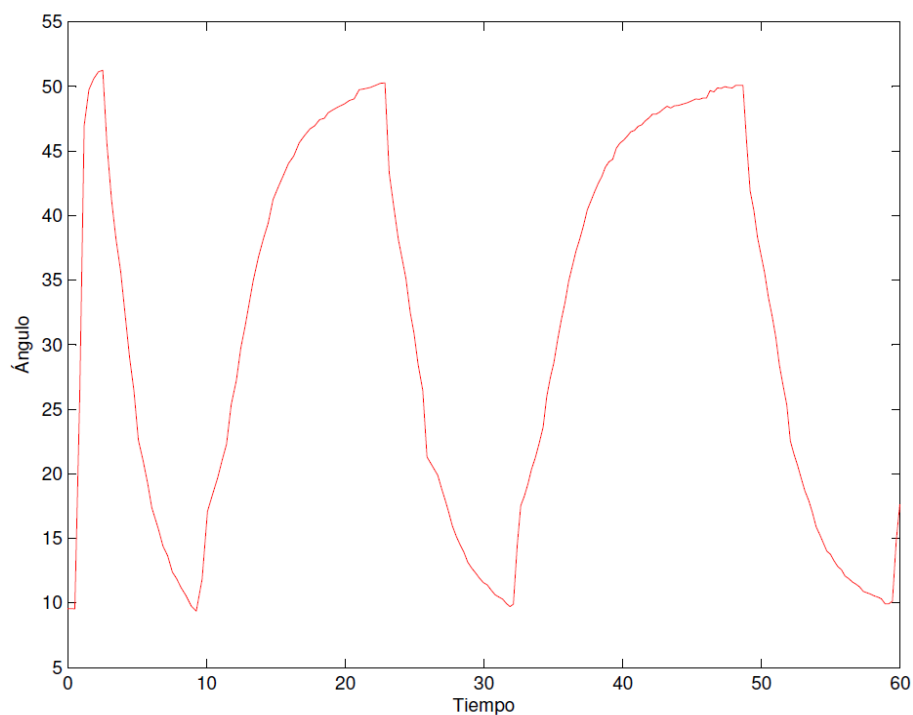


Fig. 100. Desplazamiento para $30^\circ \pm 30^\circ$, $T^a = 46^\circ\text{C}$, $f = 0.039 \text{ Hz}$.

Para finalizar, se muestra una tabla con todos los datos obtenidos en las pruebas de la variación de la frecuencia de funcionamiento del dedo en función de la amplitud del

desplazamiento del mismo y de la temperatura del aceite refrigerante.

Temperatura (°C)	Frecuencia (Hz)					
	Amplitud (°)					
	10	20	30	40	50	60
22	0.35	0.26	0.23	0.19	0.13	0.09
28	0.35	0.3	0.26	0.24	0.18	0.1
30	0.3	0.28	0.23	0.17	0.13	0.08
32	0.3	0.22	0.16	0.13	0.1	0.79
34	0.26	0.2	0.19	0.11	0.08	0
37	0.26	0.15	0.12	0.11	0.0753	0
40	0.27	0.16	0.13	0.1	0.0771	0
42	0.24	0.14	0.11	0.0961	0.0722	0
44	0.14	0.1	0.08	0.0625	0	0
46	0.12	0.08	0.05	0.02	0	0

Tabla 7. Valores de la frecuencia en función de la temperatura y la amplitud.

Por último, se presenta una representación 3D obtenida a partir de los datos de la tabla anterior.

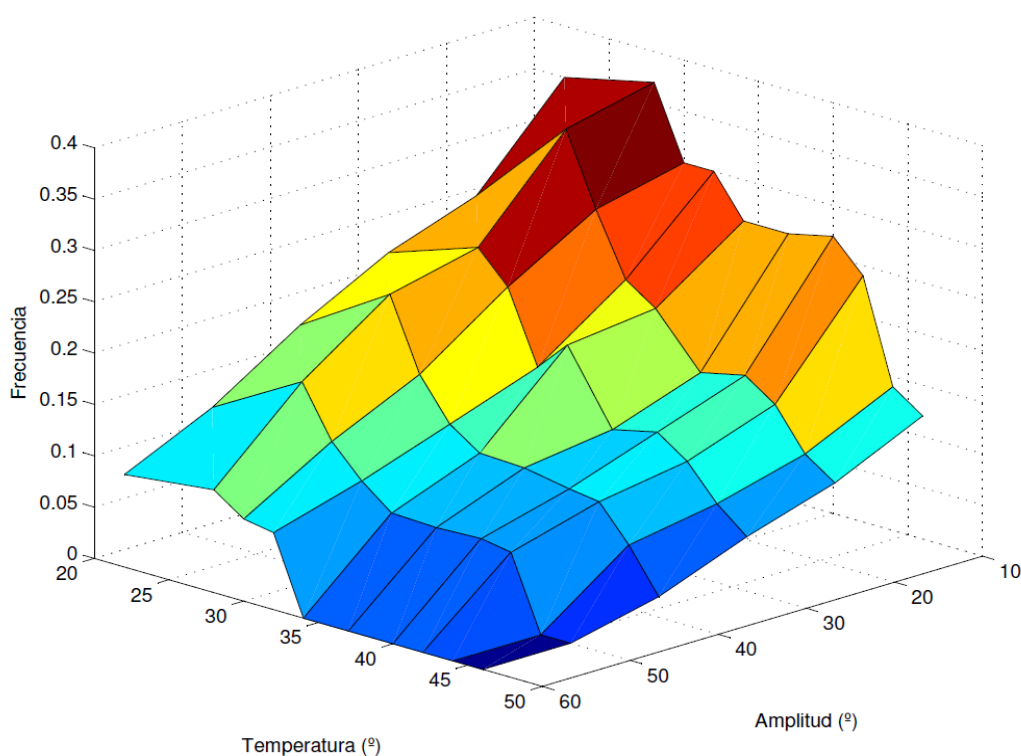


Fig. 101. Variación de la frecuencia para varias temperaturas y amplitudes.

5.4. Pruebas de control.

Las siguientes pruebas tienen como objetivo estudiar distintos métodos de control de la posición angular del dedo. Se analizará cómo es la respuesta en cada caso. Los controles empleados en las pruebas han sido un control proporcional, un proporcional-derivativo y un control *ad-hoc* proporcional con estimación futura del error.

5.4.1. Sin refrigerante.

Primero se han realizado una serie de pruebas del control del sistema sin refrigeración. A continuación se muestran los resultados más significativos obtenidos.

5.4.1.1. Control proporcional.

Para realizar estas pruebas, se ha dado al sistema un escalón de referencia de $\theta = 45^\circ$, y se ha variado el valor de k_p .

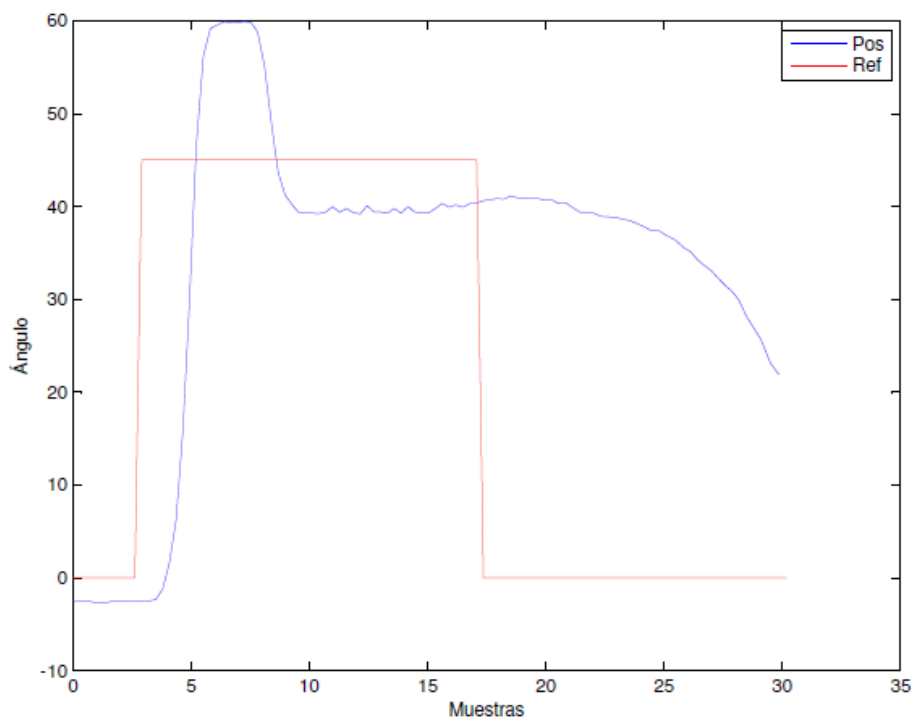


Fig. 102. Respuesta para $k_p = 0.1$.

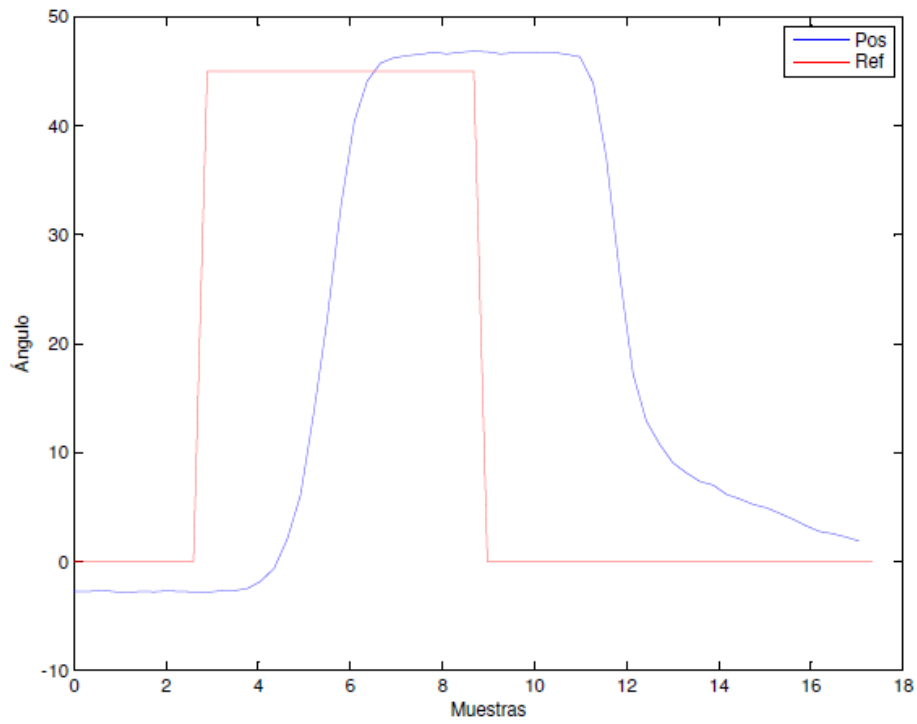


Fig. 103. Respuesta para $k_p = 0.02$.

5.4.1.2. Control proporcional-derivativo.

Las siguientes dos figuras muestran la respuesta del sistema para un escalón de $\theta = 45^\circ$, y para una secuencia de tres escalones del mismo valor.

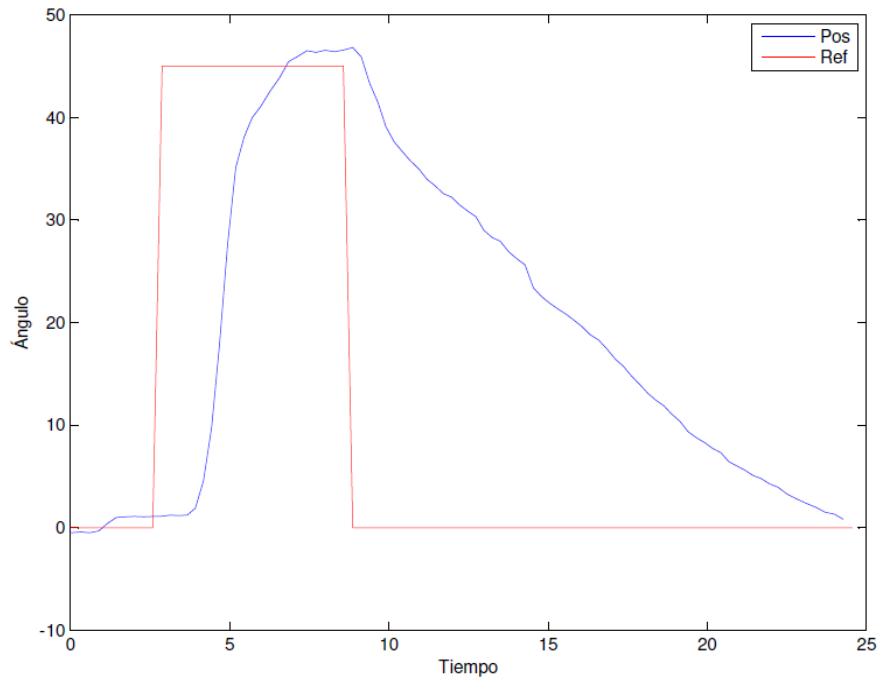


Fig. 104. Respuesta para $k_p = 0.2$, $k_D = 0.1$.

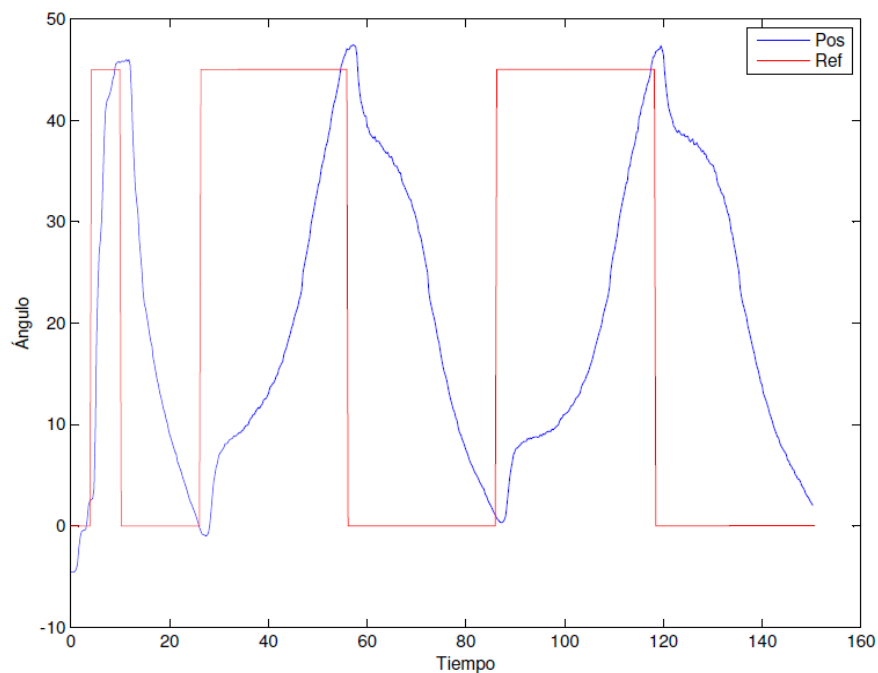


Fig. 105. Respuesta para $k_p = 0.05$, $k_D = 0.5$.

5.4.2. Con refrigerante.

En este apartado se muestran los resultados obtenidos al utilizar los tres tipos de control desarrollados con el sistema refrigerado.

5.4.2.1. Control proporcional.

Para realizar estas pruebas, se ha dado al sistema un escalón de referencia de $\theta = 45^\circ$, y se ha variado el valor de k_p .

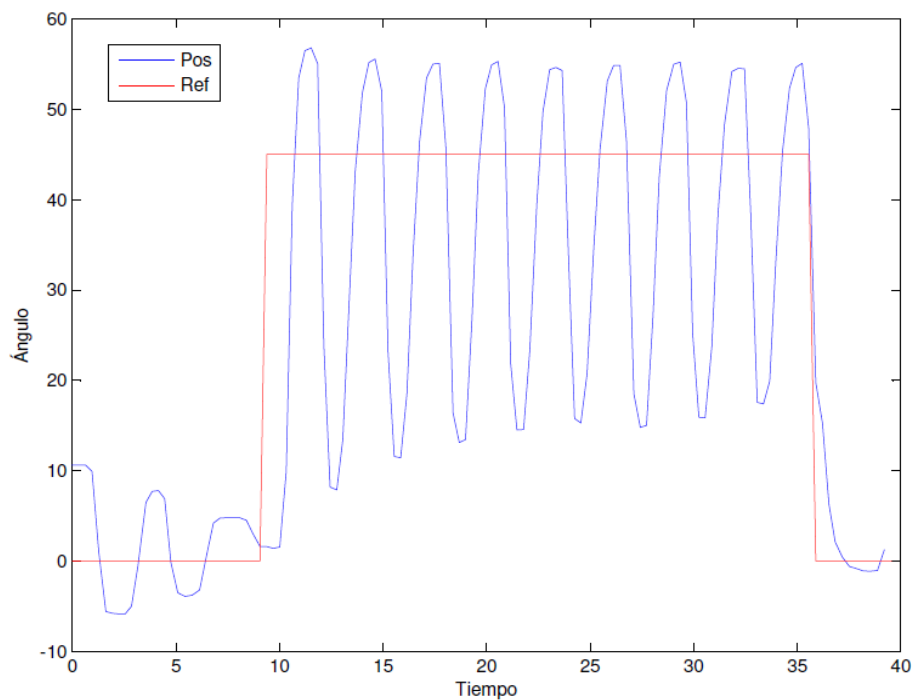


Fig. 106. Respuesta para $k_p = 0.1$.

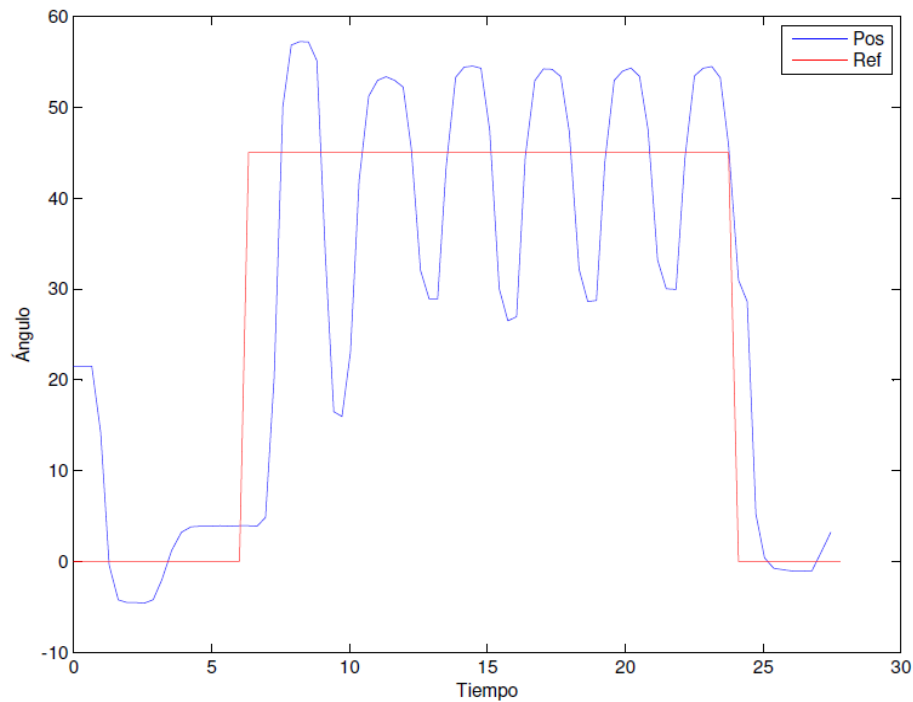


Fig. 107. Respuesta para $k_p = 0.06$.

5.4.2.2. Control proporcional-derivativo.

Las siguientes figuras corresponden a la respuesta del sistema ante un escalón de referencia de $\theta = 45^\circ$. Se muestran dos gráficas que representan la salida del sistema utilizando un controlador PD. El valor de los parámetros del controlador es el mejor que se ha encontrado de forma experimental.

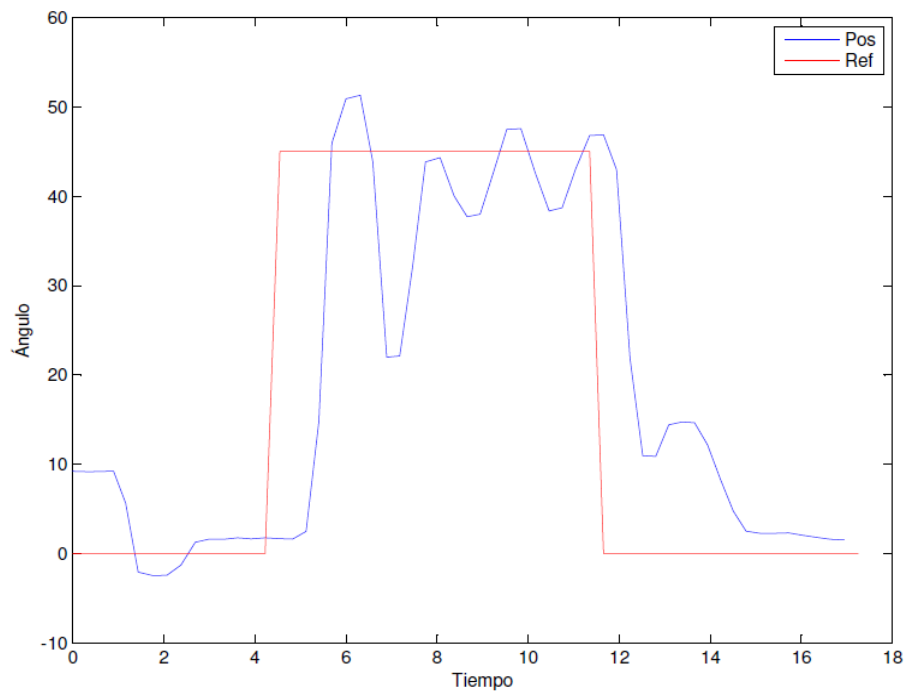


Fig. 108. Respuesta para $k_p = 0.1$, $k_D = 0.5$.

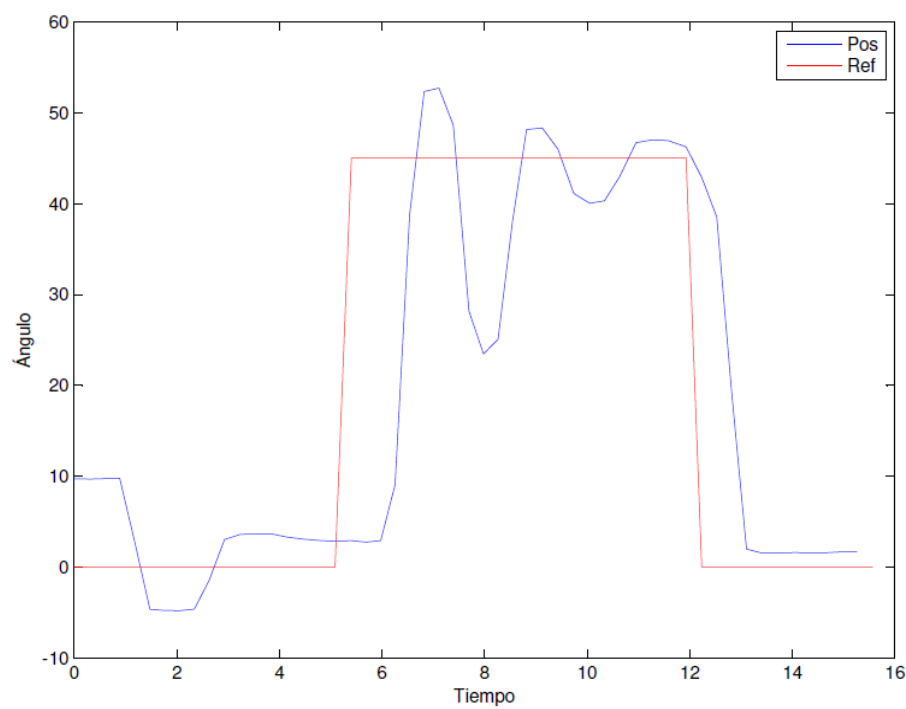


Fig. 109. Respuesta para $k_p = 0.1$, $k_D = 0.1$.

5.4.2.3. Control proporcional con estimación futura del error.

Para estudiar la respuesta del sistema empleando este controlador *ad-hoc* al sistema, se ha utilizado como referencia una secuencia de tres escalones de $\theta = 60^\circ$.

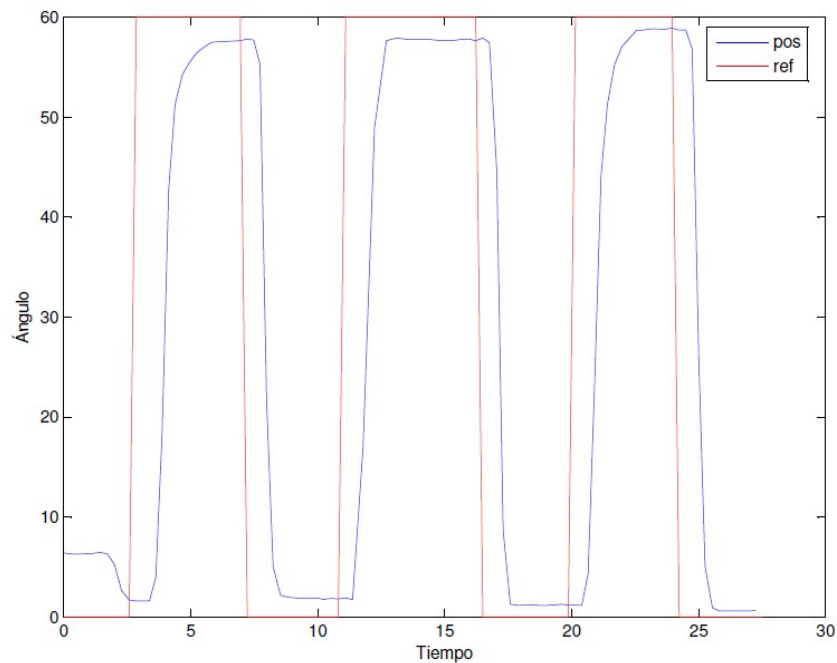


Fig. 110. Respuesta para $k_p = 0.1$, $k_D = 0.5$, $umbral = 2^\circ$, $ref = 60^\circ$.

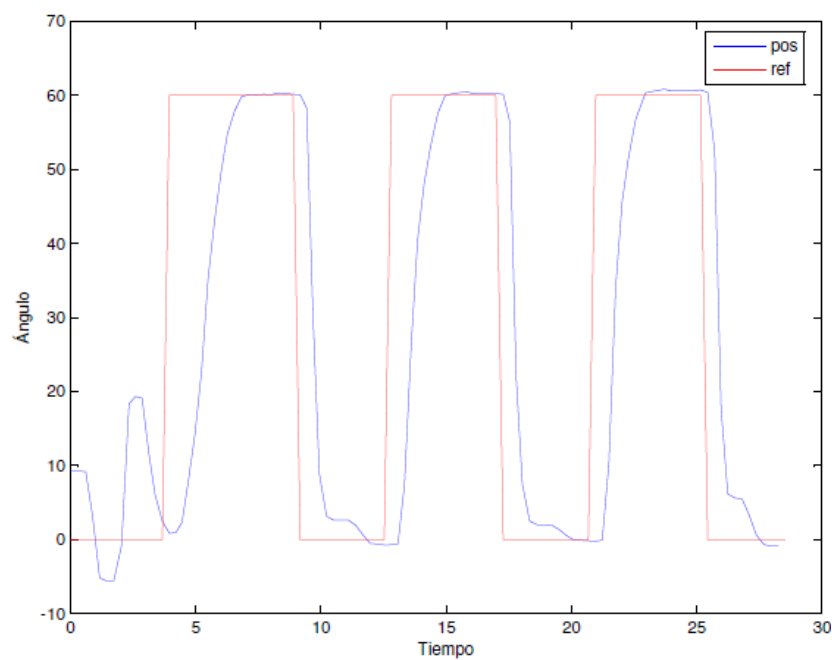


Fig. 111. Respuesta para $k_p = 0.2$, $k_D = 0.5$, $umbral = 2^\circ$, $ref = 60^\circ$.

En la siguiente figura, se ha reducido el valor de la referencia a $\theta = 40^\circ$.

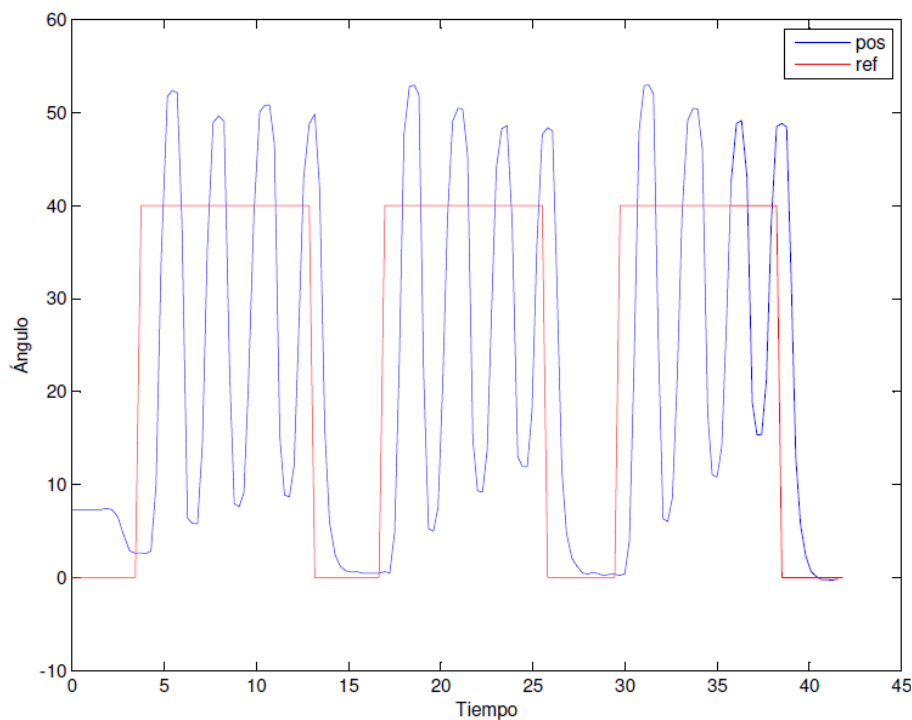


Fig. 112. Respuesta para $k_p = 0.2$, $k_D = 0.5$, $umbral = 2^\circ$, $ref = 40^\circ$.

Como puede verse, si se reduce el valor de la referencia, el sistema oscila en torno a la posición angular de dicha referencia. Esto es debido a la elevada velocidad de contracción del alambre de nitinol y a la no linealidad del material. Para solucionar este problema, se añade al algoritmo de control un nuevo umbral de la estimación del error. Si este valor se encuentra entre 4° y 1° , el valor de las señales de control se divide entre 100, para reducir drásticamente la contracción del actuador. En la figura 113 se puede ver el resultado de esta variación del algoritmo de control.

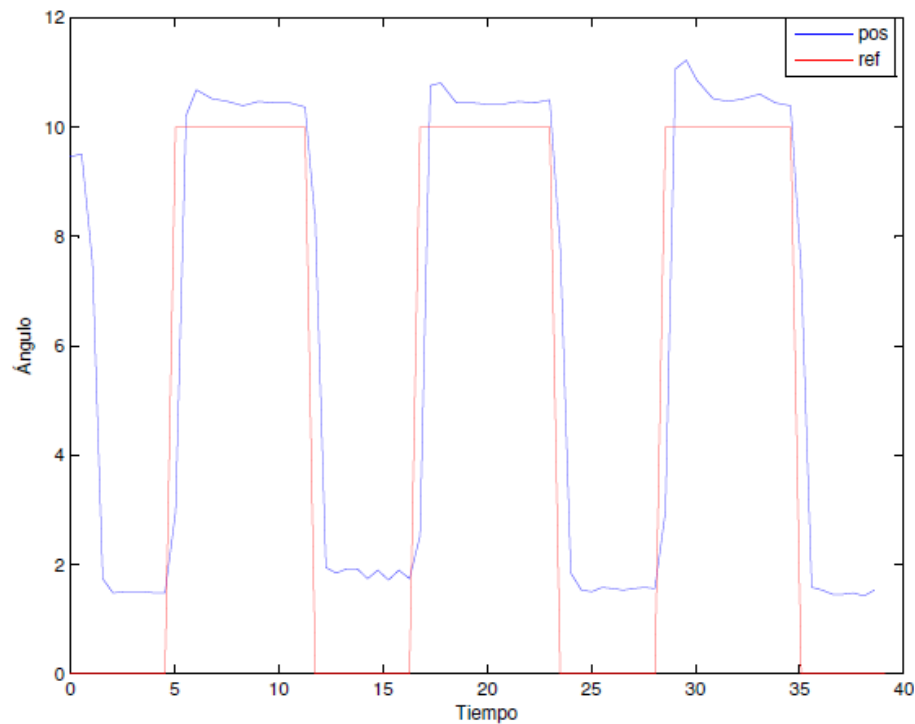


Fig. 113. Respuesta para $k_p = 0.2$, $k_d = 0.5$, $umbral = 1^\circ$, $ref = 10^\circ$.

La respuesta a referencias angulares pequeñas se ve algo mejorada ya que el sistema no oscila, aunque se tiene un error en la posición del 20%. En cualquier caso, este controlador ha funcionado mejor que los controladores clásicos P y PD.



6. Conclusiones y futuros desarrollos.

En este capítulo se analizan los resultados obtenidos a lo largo de la realización del proyecto, con el objetivo de estudiar la viabilidad de utilizar actuadores SMA en futuros sistemas de actuación de manos robóticas. Se espera que este análisis sirva para dirigir futuras investigaciones en este campo en la dirección correcta. Para ello, se proponen también algunos trabajos futuros que ayudarán a solventar los problemas encontrados.

6.1. Conclusiones.

Respecto a los objetivos iniciales del proyecto, podemos confirmar que se ha conseguido diseñar un prototipo de sistema de actuación basado en el uso de actuadores de nitinol. Con este prototipo se han podido hacer varias pruebas del comportamiento del sistema, así como de su control.

El sistema electrónico realiza su cometido a la perfección según los requisitos del sistema, pudiendo utilizarse como base para diseñar un sistema más compacto. La resistencia térmica de los disipadores utilizados en los transistores del circuito de conmutación tiene un valor suficiente para que el circuito funcione sin que se dañen los componentes. El inconveniente del sistema electrónico es la necesidad de utilizar un circuito adicional para amplificar las salidas del microcontrolador para poder tener la corriente deseada en los músculos.

La estructura de refrigeración soporta las fuerzas a las que se ve sometida por los actuadores. Su diseño, y especialmente su sistema de poleas, que permite albergar un hilo de gran longitud en un espacio reducido, sirve como punto de partida para el diseño de un nuevo soporte más compacto. Con este prototipo se ha conseguido accionar un dedo robótico con un grado de libertad.

Respecto a la configuración de los actuadores, se han probado tres configuraciones diferentes. Las configuraciones tendón-nitinol/tendón-muelle y tendón-nitinol-muelle/tendón-nitinol-muelle tienen la ventaja de que puede controlarse la impedancia mecánica del sistema, además de ser configuraciones

compliant. Las desventajas que presentan es que el actuador debe ejercer mucha fuerza para mover el dedo, y se necesita que la contracción del alambre sea grande. La configuración tendón-nitinol/tendón-nitinol, empleada en la realización de las pruebas del sistema, tiene la desventaja de que no se puede controlar la impedancia mecánica del sistema. Otro inconveniente es que los alambres deben estar algo destensados para que la articulación pueda girar, lo cual puede suponer que los alambres entren en contacto o se salgan de sus poleas. La ventaja de este sistema es que el actuador debe ejercer una fuerza menor para mover el dedo, y la contracción necesaria en el alambre es menor, por lo que pueden emplearse alambres más cortos. Para poder utilizar estos alambres en sistemas de actuación compactos, se debe utilizar un sistema de poleas.

Como se ha comprobado, el uso de aceite como líquido refrigerante mejora la respuesta y la frecuencia de funcionamiento de los alambres de nitinol. El problema que se ha encontrado al usar aceite ha sido que cuanto más tiempo permanece funcionando el sistema, la temperatura del refrigerante se ve incrementada. Este aumento de la temperatura del medio en el que se encuentran los actuadores afecta negativamente a la respuesta de los mismos. Cabe destacar que la frecuencia máxima de funcionamiento obtenida está por debajo de la capacidad humana y por tanto han de probarse otros refrigerantes que incrementen dicha frecuencia.

Otro de los problemas detectados es el referente al control del sistema. Al ser el nitinol un material con un comportamiento no lineal, los controladores clásicos como los P o los PD son poco eficaces, o directamente no sirven. Por ello, deberían emplearse métodos de control para sistemas no lineales. Para ello es necesario realizar un estudio del modelo dinámico de los actuadores de nitinol.

6.2. Trabajos futuros.

Se propone un rediseño de la electrónica del sistema, utilizando componentes de montura superficial (SMD). De esta manera pueden integrarse en una misma placa los distintos circuitos que componen el sistema electrónico. Gracias al reducido tamaño de los componentes SMD puede diseñarse una placa pequeña, que pueda integrarse en un brazo robótico.

Para solucionar el problema derivado de el calentamiento del

líquido refrigerante se puede desarrollar un circuito de refrigeración forzada, que haga circular el refrigerante para poder enfriarlo antes de volver a entrar en contacto con los actuadores. De esta manera se obtendrán mayores frecuencias de funcionamiento. Para que este sistema sea compacto y ligero, puede emplearse una bomba hidráulica basada en nitinol como la propuesta por D. D. Shin et ál, de la que ya se ha hablado en el capítulo dedicado al estado del arte. Otra solución al problema de la refrigeración consiste en usar agua con glicol como líquido refrigerante. De esta manera, puede obtenerse una reducción del tiempo de enfriamiento de 100:1. Para poder utilizar este método, hay que aislar cada músculo. Esto es debido a la conductividad del agua, que puede provocar un cortocircuito si no se aíslan los actuadores. Puede introducirse el actuador en un conducto flexible, como un tubo de silicona, dentro del cual se encuentra el refrigerante. Esto supone que hay que calcular el volumen de líquido necesario que debe envolver al cable, para poder diseñar un sistema lo suficientemente pequeño para poder integrarlo en una mano robótica. Además, se ha de diseñar el sistema de una manera tal que se garantice su estanqueidad. Otra opción consiste en utilizar celdas Peltier para refrigerar el sistema, con el inconveniente del consumo de potencia de estas, y de necesitar un sistema que expulse al exterior el calor generado por la celda.

Para la reducción del tiempo de enfriamiento de los músculos, puede optarse por utilizar varios alambres de menor diámetro en paralelo para accionar un mismo tendón. Estos alambres tienen un tiempo de enfriamiento inferior a los de mayor diámetro. Al colocarlos en paralelo se puede obtener un desplazamiento y fuerza equivalentes a los producidos por un alambre de mayor diámetro, con la ventaja de tener un tiempo menor de refrigeración. Hay que realizar un estudio térmico para calcular el flujo térmico en función del número de cables y de la distancia entre ellos. El inconveniente de esta configuración es la mayor impedancia de los cables de diámetro pequeño, que sumado al hecho de estar en paralelo, supone una demanda mayor de corriente de la fuente de alimentación.

Se ha de diseñar un nuevo soporte para los músculos, más compacto que el del actual prototipo. Para ello se propone usar un sistema de poleas apiladas, de manera que un alambre largo pueda dar varias vueltas en un espacio pequeño. Las dimensiones de las poleas deben ser lo más reducidas posible.

Debe realizarse un estudio mecánico del conjunto dedo-nitinol-muelle para calcular cuál es la constante elástica del muelle que permita minimizar el tiempo de enfriamiento sin disminuir la fuerza útil ejercida por el actuador. Esto permitirá utilizar una configuración nitinol-muelle para los actuadores, lo cual supone una ventaja frente al sistema actual ya que un sistema con muelles es intrínsecamente *compliant*, característica deseable en una mano robótica. Además se puede controlar la impedancia mecánica sin necesidad de sensores de fuerza.

Respecto al control del sistema, pueden probarse distintos métodos de control para sistemas no lineales, como lógica borrosa, redes neuronales o algoritmos genéticos. Es muy importante mejorar el algoritmo de control para tener un sistema fiable y preciso. Otra alternativa para mejorar el control del sistema es emplear un modelo físico del comportamiento termodinámico del nitinol. Reproducir este modelo con MATLAB Simulink o algún programa similar, permite la integración del mismo en el control del sistema. Además de mejorar el control, utilizar un modelo termodinámico del nitinol permite realizar una estimación de la temperatura en el alambre. Esto permite inyectar picos de corriente elevada que aceleren la respuesta del sistema, evitando sobrecalentamientos que pueden dañar el material.

También se propone integrar el control en el microcontrolador, y de esta manera prescindir del PC para cerrar el lazo de control. El microcontrolador utilizado en el prototipo actual es lo suficientemente potente para permitir esto. Además, incluye comunicación por CAN bus por lo que puede conectarse a la electrónica que proporciona el valor de la posición angular de las articulaciones.

7. Bibliografía.

1. Bicchi, A., *Hands for dexterous manipulation and robust grasping: a difficult road toward simplicity*, Robotics and Automation, IEEE Transactions on, vol. 16, pp. 652-662, 2000.
2. Mavroidis, C., Pfeiffer, C., Michael, M., *Conventional actuators, shape memory alloys and electrorheological fluids*, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Rutgers University, NJ, 2000.
3. Johnson, D., Shape memory metals, IEEE Potentials. (Oct. 1988), pp.17-19.
4. Gilbertson, R., De Miranda, C., Tuchman, M., *Muscle wires project book: A hands-on guide to amazing robotic muscles that shorten when electrically powered*, 3 ed. San Rafael, California: Mondo-tronics, 2000, pp. 1.3-1.6, 2.1-2.14.
5. Mavroidis, C., *Development of advanced actuators using shape memory alloys and electrorheological fluids*, Research for Non-Destructive Evaluation, Vol. 14, No. 1 (feb. 2002), pp. 1-32.
6. Klemas, J., *Materiales inteligentes, aleaciones metálicas y polímeros con memoria de forma*, CES Medicina. Vol. 16, No. 2. (Abr-Sep 2002), pp. 21-25.
7. Teramoto, A., *Sentalloy, the story of superelasticity*, Universidad Tecnológica de México.
8. Brocca, M., Brinson, L. C., Bazant, Z. P., *Three dimensional constitutive model for shape memory alloys based on microplane model*, Journal of the Mechanics and Physics of Solids, Vol. 50, No. 5 (Mayo 2002), pp. 1051-1077.
9. Safak, K., Adams, G., *Modeling and simulation of an artificial muscle and its application to biomimetic robot posture control*, Robotics and Autonomous Systems. Vol. 41. (2002) pp. 225-243.
10. Troisfontaine, N., Bidaud, P., Larnico, M., *Optimal design of micro-actuators based on SMA wires*, Smart Mater. Struct. Vol. 8. (1999), pp. 197-203.

11. Wang, Z. G., Zu, X. T., Fu, P., Dai, J. Y., Zhu, S., Wang, L. M., *Two-way shape memory effect of TiNi alloy coil extension springs*, Materials and Engineering. Vol. A360. (2003), pp. 126-131.
12. Asua, E., Etxebarria, V., Garcia, A., Feuchtwange, J., *Micropositioning control of smart shape-memory alloy-based actuators*, Assembly Automation, Vol. 29 Iss: 3, pp.272-278, 2009.
13. Mosley, M., Mavroidis, C., *Experimental nonlinear dynamics of a shape memory alloy wire bundle actuator*, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control. Vol.123. (Mar. 2001), pp. 103-112.
14. Stöckel, D., *The shape memory effect*, [Online] <http://www.nitinol-europe.com/pdfs/smemory.pdf>, EUROflex G. RAU GmbH, 2000.
15. Zhou, Q., *Energy Transformation Effects*, [Online] http://www.control.hut.fi/Kurssit/AS-74.136/materials/effects_t.pdf, Helsinki University of Technology Control Engineering Laboratory, 2005.
16. Bram, M., Ahmad-Khanlou. A., Heckmann, A., Fuchs, B., Buchkremer, H. P., Stöver, D., *Powder metallurgical fabrication processes for NiTi shape memory alloy parts*, Materials Science and Engineering. Vol. A337. (2002), pp. 254-263.
17. Barras, C. D. J., Myers, K.A., *Nitinol : its use in vascular surgery and other applications*, Eur. J. Vasc Endovasc Surg. Vol. 19. (2000), pp. 564-569.
18. Matthey, J., *Introduction to shape memory and superelasticity*, [Online] <http://www.jmmedical.com/html/introduction.html>, 2005.
19. Leppäniemi, A., *Shape memory alloys: applications and commercial aspects*, [Online] <http://www.ad.tut.fi/aci/courses/76527/Seminars2000/SMA.pdf>, 2000.
20. Chen, W., Wu, Q. P., Kang, J., Winfree, N., *Compressive superelastic behavior of a NiTi shape memory alloy at strain rates of 0.001-750 s⁻¹*, International Journal of Solids and Structures. Vol. 38. (2001), pp. 8989-8998.
21. Pfeiffer, C., De Laurentis, K., Mavroidis, C., *Shape memory*

- alloy actuated robot prostheses: initial experiments*, Proceedings of the 1999 IEEE International Conference of Robotics and Automation, Detroit, Michigan, May 1999, pp. 2385-2391.
22. Buehler, W. J., escritos personales, 14 August 1991.
 23. Buehler, W. J., carta a Amy Axt Hanson, 15 June 1991.
 24. W.J. Buehler, R.C. Wiley, F.E. Wang, *Nickel-Based Alloys*, U.S. Patent Number 3,174,851, 23 March 1965.
 25. Johnson, A.D., *State-of-the-art of SMA actuators*, TiNi Alloy Company. 22 March 1998.
 26. Krulevitch P., Lee A.P., Ramsey, P.B., Trevino, J.C., Hamilton, J., Northrup, M.A., *Thin Film Shape Memory Alloy Microactuators*, J.MEMS, vol. 5, No. 4, December 1996.
 27. Hanson, A. A., *Technology Review* 1991, 94(4), 26.
 28. Ashley, S., *Popular Science* 1988, 233(1), 78.
 29. Wang, F. E; Buehler, W. J.; Pickart, S. J., *J. App. Phys.* 1965, 36, 3232.
 30. Wang, F. E.; DeSavage, B. F.; Buehler, W. J., *J. App. Phys.* 1968, 39, 2166.
 31. Schetky, L.M., *Shape-Memory Alloys*, Scientific American, November 1979, pp. 74-82.
 32. Kurtz, J., *The New York Times*, 19 May 1991, Section F, p 7.
 33. *The Economist* 1982, 785(7260), 94.
 34. Galton, L., *Parade: The Sunday Newspaper Magazine*, 12 June 1977, p 11.
 35. *PR Newswire*, 29 September 1989.
 36. *New Scientist*, 1986, 111(1576), 31.
 37. Schetky, L. M., *Sci. Amer.* 1979, 241(5), 68.
 38. Marbach, W., *Business Week*, 6 February 1989, 3091, p 81.
 39. *U. S. News & World Report*, 2 February 1976, 80(5), p 49.
 40. Nitinol Medical Technologies, Inc., Boston, MA, Promotional Material.
 41. *The Telegraph Agency of the Soviet Union*, 5 October 1989.
 42. Catheter Research, Inc., Indianapolis, IN, Promotional

Material #CRI-005.

43. Innovative Technology International, Beltsville, MD, Promotional Material.
44. [Anonymous] *Science* 1994, 265, 1806.
45. *NASA Tech Briefs*, March 1993, p 18.
46. Liu, X., Stice, J. D., *J. of Appl. Manufacturing Systems* 1990, 3, 65.
47. Stetz, F. L., Marchon & Marcolin Eyewear, Melville, New York, personal communication, 8 July 1992.
48. Kauffman, G. B., Zafran, R., *J. Chem. Educ.* 1992, 69, 366.
49. MacGuineas, C., *The Washington Post Magazine*, 13 March 1983, p 51.
50. Kopa, R. D. Report to the Department of Energy, W-7405-Eng-48, 1979.
51. Wang, F. E., Society of Automotive Engineers, SAE Paper No. 851495, September 9-12, 1985.
52. *Chemical Engineering* 1984, 91(17), 17.
53. Schetky, L. M. *Sci. Amer.* 1979, 241(5), 68.
54. *Aviation Week and Space Technology* 1991, 135(9), 57.
55. Wu, M.H., Ewing, W.A., *Pilot-operated anti-scald safety valve: design and actuator considerations*, SMST-94 proceedings, Asilomar CA, March 1994.
56. Dieter Stoeckel, NDC, personal communication.
57. Commander, M. *Financial Times*, 31 August 1982, p 11.
58. *Inside R & D* 1982, 11(35), 2.
59. *Industrial Week* 1982, 204(3), 31.
60. *Popular Science* 1983, 222(1), 84.
61. *Popular Science* 1988, 233(6), 58.
62. Kuribayashi, K., *A new actuator of a joint mechanism using TiNi alloy wire*, Int. J. Robotics Res., Vol. 4, NO. 4, pp. 47-58, 1986.
63. Hirose, S., Ikuta, K., Umetani, Y., *A new design method of servo-actuators based on the shape memory effect*, in Theory and Practice of Robots and Manipulators Proc. Of RoManSy

- '84, The Fifth CISMIFToMM Symposium, Hermes Publishing, pp. 339-349, 1985.
64. Ikuta, K., Tsukamoto, M., Hirose, S., *Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope*, Proc. Of 1988 IEEE Robotics and Automation, pp. 427-430, 1987, Philadelphia, PA.
65. Guevara, J. A., Flores, J. C., Mocencahua, D., *Robot con alambre muscular "GJ-M"*, Facultad de Ciencias de la Electrónica BUAP, septiembre 2002.
66. Martínez y Cárdenas, J. R., Diego, F., Claris, T. B., Murcio, I. A., *Implementación de un sistema motriz con alambres musculares y controlado por un microcontrolador Atmega16*, Instituto Tecnológico de Oaxaca.
67. Chaudhuri, P., Fredericksen, D.H., *Robothand with shape memory musculature*, IBM Technical Disclosure Bulletin Vol. 28 No. 1, June 1985.
68. Nakano, Y., Fujie, M., Hosado, Y., *Hitachi's robothand*, Robotics Age, July 1984.
69. Mihalcz, I., Zudor, E. I., Csibi, V., Baranyi, P., *A Biomechanic Robot Hand Using SMA*, Tenth World Con. on Theory of Mach. and Mechanisms, Oulu, Finland, June 1999. 1835-1840.
70. DeLaurentis, K. J., Mavroidis, C., Pfeiffer, C., *Development of a shape memory alloy actuated robotic hand*, The State University of New Jersey & CyBotic Technologies Inc.
71. Yang, K., Gu, C. L., *A novel robot hand with embedded shape memory alloy actuators*, Huazhong University of Science and Technology College of Electrical and Electronic Engineering Wuhan.
72. Cho, K., Rosemarin, J., Asada, H., *Desing of vast DOF artificial muscle actuators with a cellular array structure and its aplication to a five-fingered robotic hand*, Massachusetts Institute of Technology.
73. Cho, K., Rosemarin, J., Asada, H., *SBC hand: a lightweight robotic hand with a SMA actuator array implementing C-segmentation*, Massachusetts Institute of Technology.
74. Hashimoto, M., Takeda, M., Sagawa, H., Chiba, I., Sato, K., *Application of shape memory alloy to robotic actuators*, Journal of Robotic Systems, V01.2, No.1. pp. 3-25, 1985.

75. Bergamasco, M., Salsedo, F., Dario, P., *A linear SMA motor as direct drive robotic actuator*, IEEE Conf. Rob. Aut., 1989.
76. Dario, P., Bergamasco, M., Bemardi, L., Bicchi, A., *A SMA actuating module for fine manipulation*, Proc. Of IEEE Micro Robots and Teleoperators Workshop, nov. 9-11, 1987, Hyannis, MA.
77. Bergamasco, M., Salsedo, F., Dario, P., *Shape memory alloy micromotors for direct-drive actuation of dexterous artificial hands*, Sensors and Actuators, Vol.17, No. 1/2, pp. 115-119, Elsevier Sequoia, Lausanne. 1989.
78. Reynaerts. D., Van Brussel, H., *A SMA high performance actuator for robot hands*, Katholieke Universiteit Leuven, 1991.
79. Rediniotis, O. K., Lagoudas, D. C., *Shape memory alloy actuators as locomotor muscles*, Texas A&M University.
80. Shin, D. D., Mohanchandra, K. P., Carman, G. P., *Development of hydraulic linear actuator using thin film SMA*, University of California at Los Angeles.
81. Hunter, I. W., Lafontaine, S., Hollerbach, J. M., Hunter, P. J., *Fast reversible NiTi fibers for use in microrobotics*, McGill University.
82. Madill, D. R., Wang, D., *Modeling and L2-stability of a shape memory alloy position control system*, IEEE Transactions on Control Systems Technology, Vol. 6, No. 4 (Jul. 1998), pp. 473-481.
83. Troisfontaine, N., Bidaud, P., Dario, P., *Control experiments on two SMA based micro-actuators*, Proceedings of the Experimental Robotics (ISER 97), 1997. Barcelona: s.n.
84. Grant, D., Hayward, V., *Variable structure of shape memory alloy actuators*, IEEE Control Systems Magazine, Vol. 17, No. 3, pp. 80-88.
85. Lu, L., Aernoudt, E., Wollants, P., Van Humbeeck, J., Delaey, L., *Simulation of Transformation Hysteresis*, Z. Metallkunde. Bd. 81 (1990).
86. Favier, D., *Contribution à l'étude théorique de l'élastohysteresis à température variable. Application aux propriétés de mémoire de forme*, Institut nationale polytechnique de Grenoble, France.

87. Liang, C., Rogers, C., *One-dimensional thermomechanical constitutive relations for shape memory materials*, Virginia Polytechnic Institute and State University.
88. Falvo, A., Furgiuele, F., Maletta, C., *Two-way shape memory effect of a Ti rich NiTi alloy: experimental measurements and numerical simulations*, University of Calabria, 27 april 2007.
89. Meier, H., Oelschlaeger, L., *Numerical thermomechanical modelling of shape memory alloy wires*, Research Center Shape Memory Technology, 25 september 2003.
90. Asua, E., Etxeberría, V., García-Arribas, A., *Diseño y control de actuadores basados en materiales con memoria de forma*, Universidad del País Vasco.
91. Johnson, A.D., *Vacuum-deposited TiNi shape memory film: characterization and applications in microdevices*, J-MEMS, December 1991.



8. Anexos.

8.1. Presupuesto.

	Ud.	Precio ud.	Subtotal	Total
Flexinol				37.98€
Carrete 0.51mm, 5m	1	21.38€	21.38€	
Terminal crimpado	100	0.166€	16.6€	
Estructura				138.08€
Plancha metacrilato 4mm, 1x2m	1	30.00€	30.00€	
Polea 8mm	4	4.18€	16.72€	
Rodamiento RJ-3332	8	2.54€	20.32€	
Eje rectificado 2.38mm	4	5.23€	20.92€	
Gancho acero, 4mm	12	1.18€	14.16€	
Muelle tipo 1	2	1.20€	2.40€	
Muelle tipo 2	2	1.20€	2.40€	
Muelle tipo 3	2	1.20€	2.40€	
Tornillo M2.5	100	0.023€	2.36€	
Tuerca M2.5	100	0.034	3.40€	
Fuente para el refrigerante	1	3.00€	3.00€	
Material para mecanizado manual	1	20.00€	20.00€	
Hardware				10,214.5€
Shadow finger test unit	1	10,000€	10,000€	
PIC32 Starter Kit	2	34.00€	68.00€	
PIC32 I/O Expansion board	1	57.60€	57.60€	
Transistor IRF530	10	1.292€	12.92€	
Disipador DAHER 18.203	20	1.004€	20.08€	
Terminal bornes MKDSP10	5	2.82€	14.10€	
Terminal bornes MTP 0.5	10	2.70€	27.00€	
ST232CN	1	1.70€	1.70€	
74HC541	2	1.06€	2.12€	
Resto de componentes electrónicos	1	6.00€	6.00€	
Material para montaje electrónico	1	5.00€	5.00€	
Total				10,390.6€

8.2. Software empleado.

1. OrCAD Capture: diseño y simulaciones de los circuitos electrónicos.
2. OrCAD Layout: diseño de las placas de los circuitos electrónicos.
3. MPLab IDE: programación y depuración del programa del microcontrolador PIC32.
4. MATLAB: implementación y ejecución del algoritmo de control. Toma de datos.

8.3. Código C del programa del PIC32.

```
#include "db_utils.h"
#include <plib.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>

// Configuration Bit settings
// SYSCLK = 72 MHz (8MHz Crystal/ FPLLIDIV * FPLLMUL / FPLLODIV)
// PBCLK = 36 MHz
// Primary Osc w/PLL (XT+,HS+,EC+PLL)
// WDT OFF
// Other options are don't care

#pragma config FPLLMUL = MUL_18, FPLLIDIV = DIV_2, FPLLODIV = DIV_1, FWDTEN =
OFF
#pragma config POSCMOD = HS, FNOSC = PRIPLL, FPBDIV = DIV_2

#define SYSCLK (72000000)
#define PBCLK (SYSCLK/2)

#define DESIRED_BAUDRATE (9600) //The desired BaudRate

// Calculate actual BAUD generate value.

#define BAUD_VALUE ((PBCLK/16/DESIRED_BAUDRATE)-1)

// Global variables

unsigned char inputBuffer[100] = {};
unsigned char auxBuffer[100] = {};
float dCycleArr[2] = {};
int muscle[2] = {};
unsigned char *pCharData;
float dCycle0 = 0, dCycle1 = 0, dCycle2 = 0;
float offDCycleDeadBand = 0.05;
float onDCycleDeadBand = 0.95;
int period = 0;
int time = 0;
int i = 0, j = 0; k = 0, x = 0, y = 0;
```

```

int art = 0;
int aux = 0;

int main(void)
{
    // Configure the device for maximum performance.
    // This macro sets flash wait states, PBCLK divider and DRM wait states based on the
    // specified clock frequency. It also turns on the cache mode if available.
    // Based on the current frequency, the PBCLK divider will be set at 1:2. This knowledge
    // is required to correctly set UART baud rate, timer reload value and other time sensitive
    // setting.

    SYSTEMConfigPerformance(SYSCLK);

    // Open UART1 with Receive and Transmitter enable.
    OpenUART1(UART_IDLE_CON | UART_EN | UART_NORMAL_RX |
    UART_ODD_PAR_8BIT | UART_1STOPBIT | UART_MODE_SIMPLEX,
    UART_RX_ENABLE | UART_TX_PIN_NORMAL | UART_TX_ENABLE,
    BAUD_VALUE);

    // Configure UART1 RX Interrupt
    INTEnable(INT_SOURCE_UART_RX(UART1), INT_ENABLED);
    INTSetVectorPriority(INT_VECTOR_UART(UART1), INT_PRIORITY_LEVEL_1);
    INTSetVectorSubPriority(INT_VECTOR_UART(UART1),
    INT_SUB_PRIORITY_LEVEL_0);

    // Timer 1 initialization
    T1CON = 0;
    T1CON = 0x8000;
    TMR1 = 0;

    // Configure for multi-vector mode
    INTConfigureSystem(INT_SYSTEM_CONFIG_MULT_VECTOR);

    // Enable interrupts
    INTEnableInterrupts();

    // Turn off RD0, RD1 and RD2 on startup and make them as outputs
    mPORTDClearBits(BIT_0);
    mPORTDSetPinsDigitalOut(BIT_0);
    mPORTDClearBits(BIT_1);
    mPORTDSetPinsDigitalOut(BIT_1);
    mPORTDClearBits(BIT_2);
    mPORTDSetPinsDigitalOut(BIT_2);

    // Configure the device for maximum performance.
    // This macro sets flash wait states, PBCLK divider and DRM wait states based on the
    // specified clock frequency. It also turns on the cache mode if available.
    // Based on the current frequency, the PBCLK divider will be set at 1:2. This knowledge
    // is required to correctly set UART baud rate, timer reload value and other time sensitive
    // setting

    SYSTEMConfigPerformance(2000000000L);

    pCharData = &inputBuffer[0];
    period = 1000; //1ms

    while(1) pwmGen();
}

```

```

        CloseUART1();
        return 1;
    }

// Serial communication interruption
void __ISR(_UART_1_VECTOR, ipl1) U1_ISR(void)
{
    if(mU1RXGetIntFlag())
    {
        // Clear the RX interrupt flag
        mU1RXCLEARIntFlag();

        // Handle character
        *pCharData = getcUART1();

        dataProcess();
    }

    if (mU1TXGetIntFlag())
    {
        mU1TXCLEARIntFlag();
    }
}

// Data processing
dataProcess(void)
{
    if(*pCharData == 10){
        pCharData = &inputBuffer[0];
        while(*pCharData != '\n'){
            auxBuffer[i] = *pCharData;
            pCharData++;
            i++;
        }
        i = 0;
        pCharData++;

        while(*pCharData != 10){
            while(*pCharData != '\n'){
                auxBuffer[i] = *pCharData;
                pCharData++;
                i++;
            }
            i = 0;
            pCharData++;
            art++;
            switch (art){
                case 1:
                    dCycle0 = atof(auxBuffer);
                    break;
                case 2:
                    dCycle1 = atof(auxBuffer);
                    break;
            }
        }

        pCharData = &inputBuffer[0];
        i = 0;
    }
}

```

```

    art = 0;

    for(j=0;j<sizeof(dCycleArr);j++){
        if(j == 0){
            dCycleArr[j] = dCycle0;
            muscle[j] = BIT_0;
        }
        else if(j == 1){
            dCycleArr[j] = dCycle1;
            muscle[j] = BIT_1;
        }
    }
}

else pCharData++;
}

// PWM generation
pwmGen(void)
{
    ordering(dCycleArr);

    if(dCycleArr[1] < onDCycleDeadBand)
        mPORTDClearBits(muscle[1]);
    if(dCycleArr[0] < onDCycleDeadBand)
        mPORTDClearBits(muscle[0]);

    time = (1 - dCycleArr[1])*period;
    delay(time);
    if(dCycleArr[1] > offDCycleDeadBand)
        mPORTDSetBits(muscle[1]);
    time = (dCycleArr[1] - dCycleArr[0])*period;
    delay(time);
    if(dCycleArr[0] > offDCycleDeadBand)
        mPORTDSetBits(muscle[0]);
    time = dCycleArr[0]*period;
    delay(time);
}

// Bubble sort
ordering(float v[])
{
    float temp1, temp2;
    int n = 2;

    for (x = 1; x < n; x++){
        for (y = 0; y < n - 1; y++){
            if (v[y] > v[y+1]){
                temp1 = v[y];
                temp2 = muscle[y];
                v[y] = v[y+1];
                muscle[y] = muscle[y+1];
                v[y+1] = temp1;
                muscle[y+1] = temp2;
            }
        }
    }
}

```

```
// Delay
delay(int t)
{
    for(k=0;k<t;k++){
        TMR1 = 0;
        while(TMR1 <= 36); // 1 us
    }
}
```

8.4. Código del algoritmo de control de MATLAB.

```
clc
clear all;
close all;

k = 1/5;
goToNextTrajPointThreshold = 10;
angle = 60;
traj = [zeros(1,10) angle*ones(1,10) zeros(1,10) angle*ones(1,10) zeros(1,10)
angle*ones(1,10) zeros(1,10)];
ref = traj(1);
yOut = [];
yRef = [];
yEst = 0; %Se inicializa con un valor ya que la estimacion es para el instante
futuro
u0Out = [];
u1Out = [];
t = [];
t2 = [];
numStep = 1;
numRef = 1;

try
    s = serial ('/dev/ttyUSB0','BaudRate',9600); %Selección del puerto de
                                                comunicación
    s.Timeout = 1;
    fopen (s); %Apertura del puerto

    %Precalentamiento
    dCycle0 = sprintf ('%3f',0.025);
    dCycle1 = sprintf ('%3f',0.025);
    message = ['dCycle:',dCycle0,',',dCycle1,',',10];
    for i=1:length(message)
        fwrite (s,message(i),'uint8'); %Envío de las señales de control al
                                        microcontrolador
    end
    pause(5);
    disp('Control started ...');

    tic;

    while(1)

        numStep = numStep + 1;
```

```

yRef(end+1) = ref;

t2(end+1) = toc;

if ( (toc > 120)|| (numRef > length(traj)-2)) break; end

t(end+1) = toc;

[ok,pos] = system('/usr/lib/robot/bin/showvalues -i 1 palm_sensor
10'); %Valor de la posicion del dedo, de tipo string
pause(0.01);
pos = str2num(pos);

yOut(end+1) = pos;
err = ref - pos; %Se calcula el error

if abs(err) < goToNextTrajPointThreshold
numRef = numRef + 1;
    ref = traj(numRef);
end

%Se calcula la derivada de la salida.
if length(yOut)>1
    deriv = yOut(end)-yOut(end-1);
else
    deriv = 0;
end

yEst(end+1) = pos + 1.0*deriv;
errEstTnext = ref - (pos + 1.0*deriv); %Estimacion del valor del
                                     error para el instante siguiente

if errEstTnext >= 0
    errEstTnext = ref - (pos + 0.5*deriv);
else
    errEstTnext = ref - (pos + 0.5*deriv);
end

u = k*errEstTnext; %Se calcula la señal de control

if u > 1 u = 1.0; end
if u < -1 u = -1.0; end
if u >= 0
    u0 = 0.025;
    u1 = u;
end
if u < 0
    u0 = abs(u);
    u1 = 0.025;
end

if abs(errEstTnext) < 1
    u0 = 0.3;
    u1 = 0.3;
end

u0Out(end+1) = u0;
u1Out(end+1) = u1;

```

```

        dCycle0 = sprintf ('%3f',u0);
        dCycle1 = sprintf ('%3f',u1);
        message = ['dCycle:',dCycle0,',',dCycle1,',',10];
        for i=1:length(message)
            fwrite (s,message(i),'uint8'); %Envio de las señales de
                                           control al microcontrolador
        end
    end

    %Desactivacion de los musculos
    dCycle0 = sprintf ('%3f',0.0);
    dCycle1 = sprintf ('%3f',0.0);
    message = ['dCycle:',dCycle0,',',dCycle1,',',10];
    for i=1:length(message)
        fwrite (s,message(i),'uint8');
    end

    figure
    plot(t,yOut);
    hold on;
    plot(t2,yRef,'r-');

    figure
    plot(t,u0Out);
    hold on;
    plot(t,u1Out,'r-');

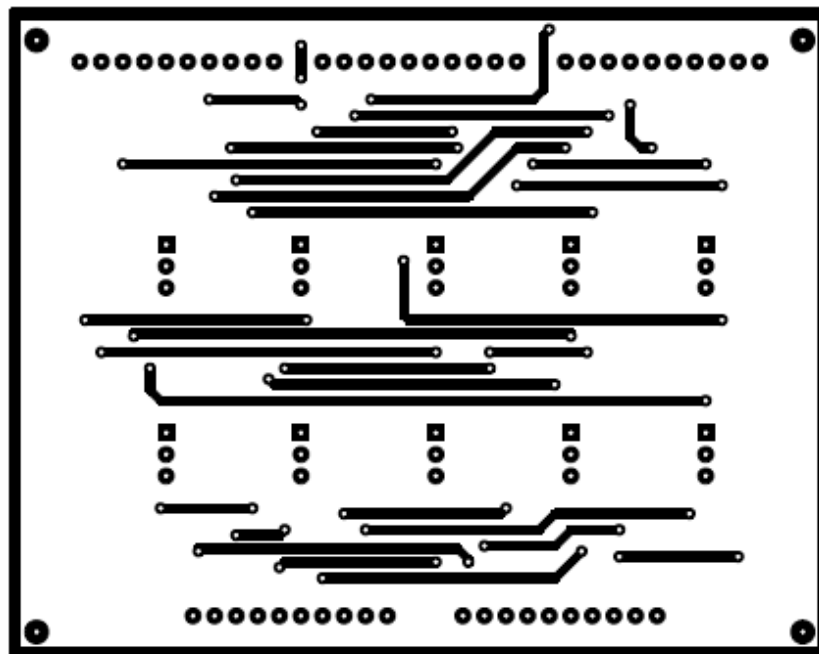
    figure
    plot(t,yOut-yEst(1:length(yOut)),'r-');

    fclose(s);
    delete(s);

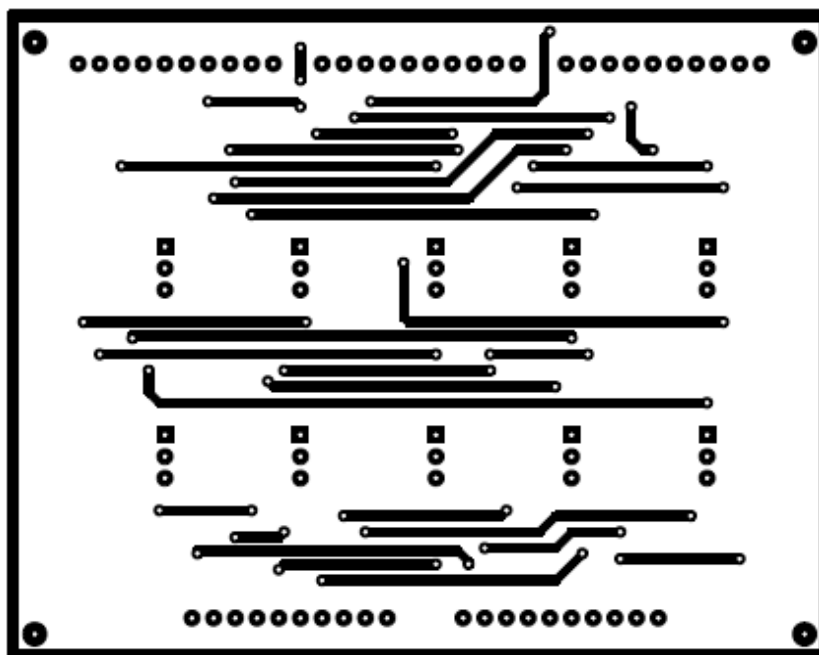
catch
    fclose(s);
    delete(s);
end

```

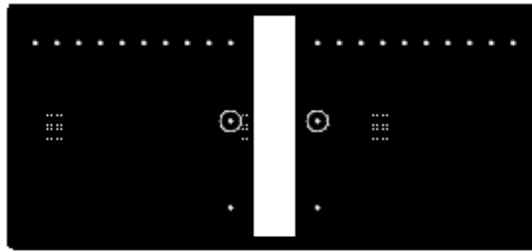

8.5. Fitolitos de las placas electrónicas.



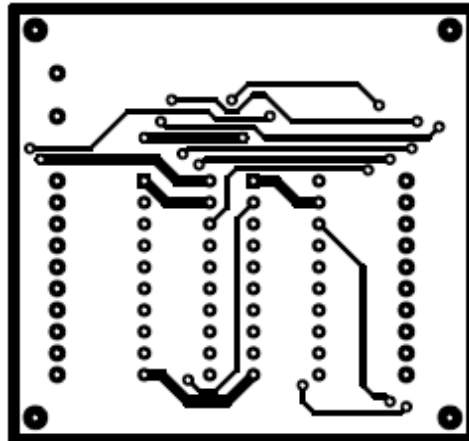
Circuito de conmutación, capa superior.



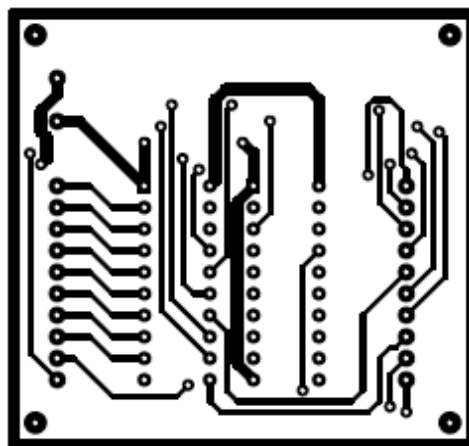
Circuito de conmutación, capa inferior.



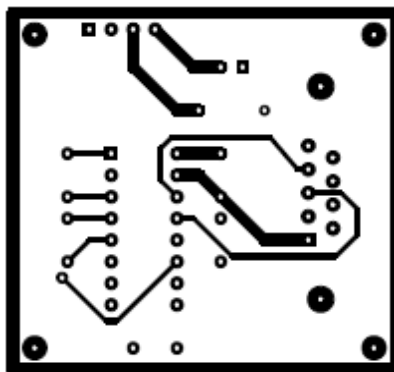
Circuito de alimentación, capa inferior.



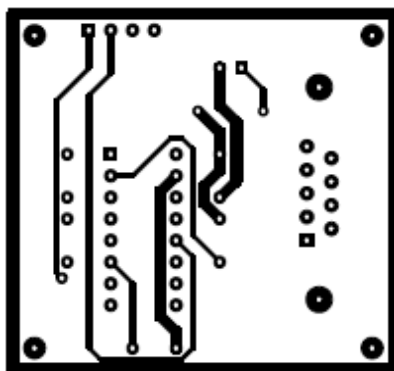
Circuito de buffers, capa superior.



Circuito de buffers, capa inferior.



Interfaz PC-microcontrolador, capa superior.



Interfaz PC-microcontrolador, capa inferior.

8.6. Hojas de características.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

NICKEL - TITANIUM ALLOY PHYSICAL PROPERTIES

1. Density	0.235 lb/in ³ 6.45 g/cm ³
2. Specific Heat	0.20 BTU/lb.-°F 6-8 cal/(mol.°C)
3. Melting Point	2282 °F 1250 °C
4. Heat of Transformation	10.4 BTU/lb
5. Thermal Conductivity	10.4 BTU/hr-ft.-°F 0.05 cal/(cm.-°C-sec)
6. Thermal Expansion Coefficient	
Martensite	3.67x10-6/°F 6.6x10-6/°C
Austenite	6.11x10-6/°F 11.0x 10-6/°C
7. Electrical Resistivity	
Martensite	421 Ohms/Cir Mil Ft (approx.)
Austenite	511 Ohms/Cir Mil Ft (approx.)
8. Linear Resistance (approx.)	
.003 inch diameter wire	4.3 ohms/inch
.005 inch diameter wire	1.7 ohms/inch
.006 inch diameter wire	1.25 ohms/inch
.010 inch diameter wire	0.44 ohms/inch

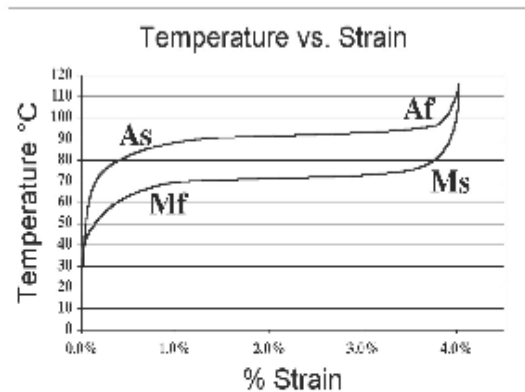


Figure 1. Percent change in length of Flexinol® (90°C transition temperature) with change in temperature while constant 20 ksi stress is applied to the wire.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Introduction

Flexinol® is a trade name for shape memory alloy actuator wires. Made of nickel-titanium these small diameter wires contract like muscles when electrically driven. This ability to flex or shorten is characteristic of certain alloys which dynamically change their internal structure at certain temperatures. The idea of reaching higher temperatures electrically came with the light bulb, but instead of producing light these alloys contract by several percent of their length when heated and can then be easily stretched out again as they cool back to room temperature. Like a light bulb both heating and cooling can occur quite quickly. The contraction of Flexinol® actuator wires when heated is opposite to ordinary thermal expansion, is larger by a hundredfold, and exerts tremendous force for its small size. The underlying technology which causes the effect is discussed in Section 5. The main point is that movement occurs through an internal "solid state" restructuring in the material that is silent, smooth, and powerful.

This effect can be used in many ways. The list of viable applications is too long for any single listing. A safe assumption is that any task requiring physical movement in a small space with low to moderate cycling speeds is something that most likely will be better done

with actuator wires. Many of the tasks currently being done with small motors or solenoids can be done better and cheaper with Flexinol® actuator wires. Since the actuator wires are much smaller for the work they do a number of new products and improved designs on existing products are readily accomplished.

For new users of Flexinol® actuator wires Dynalloy, Inc. strongly recommends that an overview of what can be done first be established. This can be done by obtaining one of the Dynalloy, Inc. kits made for such familiarization. Secondly, new users should consider obtaining from Dynalloy, Inc. or other consultants a "Proof of Concept" working model. This is not only useful as an internal marketing and sales tool, it also helps the new user to see how those with more experience approach the specific task in hand. Knowing this provides immeasurable insight into how to proceed and helps reduce the redundancy of reinventing existing technics. One can always improve on existing methods and sufficient legal and other safeguards can be readily employed to ensure protection of proprietary ideas.



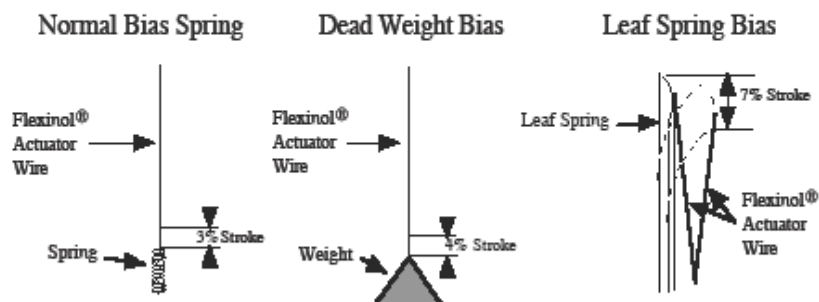
DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 1. Movement

The movement or stroke of Flexinol® actuator wire is measured as a percentage of the length of the wire being used and is determined, in part, by the level of stress one uses to reset the wire, or to stretch it in its low temperature phase. This opposing force, used to stretch the wire, is called the bias force. In most applications, the bias force is exerted on the wire constantly, and on each cycle as the wire cools, it is elongated by this force. If no force is exerted as the wire cools, very little deformation or stretch occurs in the cool, room temperature state and correspondingly very little contraction occurs upon heating. Up to a point the higher the load the higher the stroke. The strength of the wire, its pulling force and the bias force needed to stretch the wire back out are a function of the wire size or cross sectional area and can be measured in pounds per square inch or "psi". If a load of 5,000 psi is maintained during cooling, then about 3% memory strain will be obtained. At 10,000 psi, about 4%

results, and with 15,000 psi and above, nearly 5% is obtained. However, there is a limit to how much stress can be applied.

Far more important to stroke is how the wire is physically attached and made to operate. Dynamics in applied stress and leverage also vary how much the actuator wires move. While normal bias springs that increase their force as the Flexinol® actuators contract have only 3-4% stroke, reverse bias forces which decrease as the actuator wires contract can readily allow the wire to flex up to 7%. Mechanics of the device in which it is used can convert this small stroke into movements over 100% of the wires' length and at the same time provide a reverse bias force. The stress or force exerted by Flexinol® actuator wires is sufficient to be leveraged into significant movement and still be quite strong. Some basic structures, their percent of movement, and the approximate available force they offer in different wire sizes are as follows:



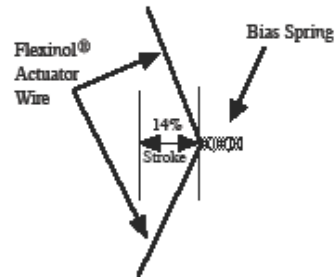
P1140Rev G

4

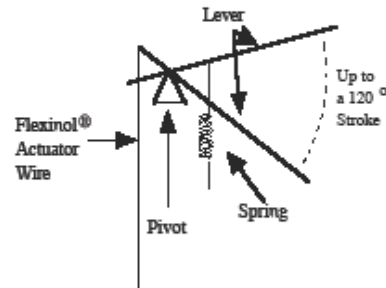


DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

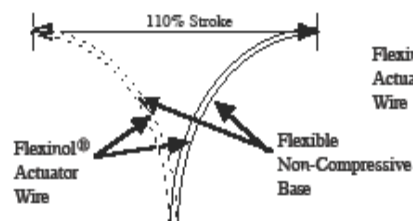
Right Angle Pull



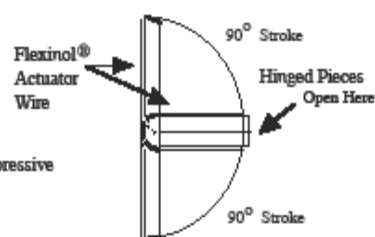
Simple Lever



Adjusting Curvature



Clam Shell

Stroke and Available Force
Table

	Approx. Stroke	.001" Wire	.002" Wire	.003" Wire	.004" Wire	.005" Wire	.006" Wire	.008" Wire	.010" Wire
Normal Bias Spring	3%	7g	35g	80g	150g	230g	330g	590g	930g
Dead Weight Bias	4%	7g	35g	80g	150g	230g	330g	590g	930g
Leaf Spring Bias	7%	7g	35g	80g	150g	230g	330g	590g	930g
Right Angle Pull	14%	2g	9g	20g	38g	56g	83g	148g	232g
Simple Lever*	30%	1g	5g	11g	22g	31g	47g	84g	133g
Adjusting Curvature	110%	2g	1.2g	3g	5g	8g	12g	22g	34g
Clam Shell	100%	2g	1.4g	3.2g	6g	9g	13g	24g	37g

* Assumes a lever ratio of 6:1



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 2. Electrical Guidelines

If Flexinol® actuator wire is used within the guidelines then obtaining repeatable motion from the wire for tens of millions of cycles is reasonable. If higher stresses or strains are imposed, then the memory strain is likely to slowly decrease and good motion may be obtain for only hundreds or a few thousands of cycles. The permanent deformation which occurs in the wire during cycling is heavily a function of the stress imposed and the temperature under which

the actuator wire is operating. Flexinol® wire has been specially processed to minimize this straining, but if the stress is too great or the temperature too high some permanent strain will occur. Since temperature is directly related to current density passing through the wire care should be taken to heat, but not overheat, the actuator wire. The following charts give rough guidelines as to how much current and force to expect with various wire sizes.

Wire Diameter Size	Resistance Ohms Per Inch	Maximum Pull/Force (grams)	Approximate* Current at Room Temperature	Contraction Time	Off Time 70° C Wire	Off Time 90° C Wire
0.001"	45	7	20mA	1 sec.	.10 sec	.06 sec.
0.0015"	21	17 g	30mA	1 sec.	.25 sec	.09sec
0.002"	12	35 g	50mA	1 sec.	.3 sec	.1 sec
0.003"	5	80 g	100mA	1 sec.	.5 sec	.2 sec
0.004"	3	150 g	180mA	1 sec.	.8 sec	.4 sec
0.005"	1.8	230 g	250mA	1 sec.	1.6 sec	.9 sec
0.006"	1.3	330 g	400mA	1 sec.	2 sec	1.2 sec
0.008"	0.8	590 g	610mA	1 sec.	3.5 sec	2.2 sec
0.010"	0.5	930 g	1000mA	1 sec.	5.5 sec	3.5 sec
0.012"	0.33	1,250 g	1750mA	1 sec.	8 sec	6 sec
0.015"	0.2	2,000 g	2750mA	1 sec.	13 sec	10 sec
0.020"	0.12	3,560 g	4000mA	1 sec.	n/a	15 sec

* The contraction time is directly related to current input. The figures used here are only approximate since room temperatures, air currents, and heat sinking of specific devices vary. On small diameters ($\leq 0.006"$ Ø) currents which heat the wire in 1 second can typically be left on without overheating it. Both heating and cooling can be greatly changed, see "Section 3 Cycle Time".



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 3. Cycle Time

The contraction of the Flexinol® actuator wire is due solely to heating and the relaxation solely to cooling. Both contraction and relaxation are virtually instantaneous with the temperature of the wire. As a result mechanical cycle speed is dependent on and directly related to temperature changes. Applying high currents for short periods of time can quickly heat the wire. It can be heated so fast in fact that the limiting factor is not the rate at which heating can occur but rather the stress created by such rapid movement. If the wire is made to contract too fast with a load, the inertia of the load can cause over stress to the wire. To perform high speed contractions inertia must be held low and the current applied in short high bursts. Naturally, current which will heat the wire from room temperature to over 100° C in 1 millisecond, will also heat it much hotter if left on for any length of time.

While each device has quite different heat sinking and heating requirements, a simple rule of thumb test can be used to prevent overheating. Measuring the actual internal temperature of the wire across such short time periods is somewhat problematic, however, one can tell if the actuator wire is overheated simply by observing if the wire immediately begins to cool and relax when the current is shut off or not. If it does not begin to relax and elongate under a small load promptly, when the power is cut, then the wire has been needlessly overheated and could easily be damaged. Simple visual observation is all that is needed to design measured heating circuitry.

Flexinol® actuator wire has a high resistance compared to copper and other conductive materials but is still conductive enough to carry current easily. In fact one can immerse the wire in regular tap water and enough current will readily flow through it to heat it. All of the conventional rules for electrical heating apply to

the wire, except that its resistance goes down as it is heated through its transformation temperature and contracts. This is contrary to the general rule of increased resistance with increased temperature. Part of this drop in resistance is due to the shortened wire, and part is due to the fact that the wire gets thicker as it shortens, roughly maintaining its same three dimensional volume. It makes no difference to the wire whether alternating current, direct current, or pulse width modulated current is used.

Again relaxation time is the same as cooling time. Cooling is greatly affected by heat sinking and design features. The simplest way to improve the speed of cooling is to use smaller diameter wire. The smaller the diameter the more surface to mass the wire has and the faster it can cool. Additional wire, even multiple strands in parallel, can be used in order to exert whatever force is needed. The next factor in improving the relaxation or cooling time is to use higher temperature wire. This wire contracts and relaxes at higher temperatures. Accordingly the temperature differential between ambient or room temperature and the wire temperature is greater and correspondingly the wire will drop below the transition temperature faster in response to the faster rate of heat loss.

Other methods of improved cooling are to use: forced air, heat sinks, increased stress (this raises the transition temperature and effectively makes the alloy into a higher transition temperature wire), and liquid coolants. Combinations of these methods are also effective. Relaxation time can range from several minutes (i.e. delay switches) to fractions of milliseconds (i.e. miniature high speed pumps) by effective and proper heat sinking. The following page gives some idea of the effect these various methods have.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Relative Effects of Cooling Methods

	Improvement in Speed
Increasing Stress	1.2:1
Using Higher Temperature Wire	2:1
Using Solid Heat Sink materials	2:1
Forced Air	4:1
Heat Conductive Grease	10:1
Oil Immersion	25:1
Water with Glycol	100:1

* These improvements are not Accumulative on the same basis when used together.

Better cooling methods are likely to require more current or heat to move and/or hold the wire in an "on" position. In some cases one may wish to quickly turn the wire on (that is electrically heat it until it contracts) then hold it on for some time. This will likely require a two step driving current with a larger current to heat the wire and a reduced current to keep it hot without overheating it. There are a number of simple circuits, which will do this.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 4. Miscellaneous

Cutting - Flexinol® actuator wire is a very hard and anti-corrosive material. It is so hard that cutting it with cutters designed to cut copper and soft electrical conductors will damage the cutters. If you plan to do much work with Flexinol® actuator wires a good high quality pair of cutters like those used to cut stainless steel wires will be a good investment.

Attaching - Attaching Flexinol® actuator wires to make both a physical and an electrical connection can be done in several ways. It can be attached with screws, wedged onto a PC board, glued into a channel with conductive epoxies, and even tied with a knot. The simplest and best way is usually by crimping or splicing. With crimping machines both electrical wires and hooks or other physical attachments can be joined at once.

Flexinol® wires tends to maintain the same volume, so when they contract along their length, they simultaneously grow in diameter. This means the wires expand inside the crimps and hold more firmly as the stress increases through pulling. While this works to the advantage in crimps it can be a disadvantage if glues or solder is used, as the material tends to work itself loose in those cases. Flexinol® wire is a very strong material and is not damaged by the crimping process. Dynalloy, Inc. can provide wire which is already crimped at specified intervals. One can then solder or spot weld to the crimps if such manufacturing methods are preferred.

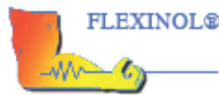
Accompanying Materials - Flexinol® actuator wires work by internal resistance or other heating methods. Their temperature is often over 100°C and they often apply pressure with a high force over a small area of the device they are attached to, so it is a good idea to use temperature resistant materials in connection with them. Such materials if used in direct contact with the wire will also need to be non conductive so as to not provide an electrical path around the Flexinol® actuator wire.

Silicone rubber, Kapton (used to make flexible circuit boards), ceramics, and glass are good examples.

Strain Reliefs - Over stress can damage Flexinol® wires by permanently stretching (or elongating) them or by reducing the stroke over which they contract. To prevent this one should design products with strain reliefs in them. Care should also be taken to prevent manual interference with their contraction or movement as this can over stress the wire. In other words if the device gets stuck and cannot move or is forced backwards while operating a problem can be created breaking or adversely affecting the actuator wires' performance. Protective measures against this should be used.

Reverse Biases - Although Flexinol® actuator wire moves about 4.5% when lifting a weight or when contracting against a constant force, one can improve this stroke by designing mechanisms which have a reverse bias force. The bias force is the force which elongates the wire in its rubber-like martensitic phase. A reverse bias force is one which gets weaker as the stroke gets longer. This can be done with leaf springs or with designs which give the Flexinol® actuator wire a better mechanical advantage over the bias spring or force as the stroke progresses.

Performance Margins - Although very stable compared to other similar alloys Flexinol® actuator wires will permanently stretch out or strain with large cycles strokes and high stresses. At stresses below 15,000 psi, permanent strain will remain less than 0.5% strain even after hundreds of thousands of cycles. At 20,000 psi, perhaps 1% permanent strain will occur after 100,000 cycles, and with higher stresses proportionally more will occur.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 4. Miscellaneous cont'd.

Good engineering design dictates that one should take into account the amount of memory strain, possible small decreases in the amount of that strain during operation, and some permanent deformation of the wire during cycling if the design is to meet expectations. Pushing all performance aspects of the wire to the limit from the outset of its cycling is likely to lead to disappointment at an early stage in the product life.

Longevity Testing - Flexinol® actuator wire can be over stressed and damaged even though it seems to be working. Much like actual muscles can be strained when called upon to do work above their actual capacity. The device may work in such a way that it is difficult to calculate the actual stresses involved. A good suggestion is to perform life cycle tests before assuming that a device which has worked a few times will continue to work millions more times. Fatigue which is damaging to Flexinol® actuator wire will usually show up in the form of wire elongation or reduced stroke within the first few hundred strokes. As one works with the material a "feel" for what is "working" will develop. The best rule of thumb is to use enough Flexinol® actuator wire to be sure one is well within the parameters in which it can work.

Precise Positioning - Given close temperature control under a constant stress one can get quite precise position control. Control in microns or less is to be expected. The problem is precise temperature control. The temperature is determined by an equilibrium between the rate of heating and the rate of cooling. Heating by electricity makes control of that easy, but the cooling is dynamically affected by changes in room temperature, air flow and so on. In practical terms this means that precise control is usually not feasible unless one can control the heat loss or has dynamic feedback through a closed loop system and can use this to control the heating rate.

Contact Dynalloy, Inc. freely - There is no practical way for the authors to include everything that has been learned or will be learned in this short document. We have thousands of customers who call and contribute to our general understanding of typical application solutions. In most cases, we have already encountered problems which seem new to the first time user, so whenever possible we are happy to pass on these suggestions and be of help. We want your project to succeed, so please do not hesitate to call for assistance.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 5. Underlying Technology

Flexinol® is a trade name for very high performance, shape memory alloy, actuator wires. Made of nickel-titanium these small diameter wires have been specially processed to have large, stable amounts of memory strain for many cycles. In other words, they contract like muscles when electrically driven. This ability to flex or shorten is characteristic of certain alloys which dynamically change their internal structure at certain temperatures. Flexinol® wires contract by several percent of their length when heated and then easily elongate again by a relatively small load when the current is turned off and they are allowed to cool.

The function of the Flexinol® wire is based on the shape memory phenomenon which occurs in certain alloys in the nickel-titanium family. When both nickel and titanium atoms are present in the alloy in almost exactly a 50%/50% ratio, the material forms a crystal structure which is capable of undergoing a change from one crystal form to another (a martensitic transformation) at a temperature determined by the exact composition of the alloy. In the crystal form which exists above the transformation temperature (the austenite) the material is high strength and not easily deformed. It behaves mechanically much like stainless steel. Below the transformation temperature, though, when the other crystal form (the martensite) exists, the alloy can be deformed several percent by a very uncommon deformation mechanism which can be reversed when the material is heated and transforms. The low temperature crystal form of the alloy will undergo the reversible deformation fairly easily, so the "memory" strain can be put into the material at rather low stress levels.

The resultant effect of the shape memory transformation of the Flexinol® wire is that the wire can be stretched about 4-5% of its length below its transformation temperature by a force of only 10,000 psi or less. When heated through the transformation temperature, the wire will shorten by the same 4-5% that it was stretched, and can exert stresses of at least 25,000 psi when it does so. The transformation temperature of the NiTi alloys can be adjusted

from over 100°C down to cryogenic temperatures, but the temperature for the Flexinol® actuator wire has been chosen to be 60-110°C. This allows easy heating with modest electrical currents applied directly through the wire, and quick cooling to below the transformation temperature as soon as the current is stopped. Heating with electrical current is not required, but it is perhaps the most convenient and frequently used form of heat.

Flexinol® actuator wires' prime function is to contract in length and create force or motion when it is heated. There are limits, of course, to how much force or contraction can be obtained. The shape memory transformation has a natural limit in the NiTi system of about 8%. That is the amount of strain that can occur in the low temperature phase by the reversible martensitic twinning which yields the memory effect. Deformation beyond this level causes dislocation movement throughout the structure and then that deformation is not only non-reversible but degrades the memory recovery as well. For materials expected to repeat the memory strain for many cycles, it is best to utilize a cyclic memory strain of no more than 4-5%, and that is what is recommended with Flexinol® actuator wire.

The force that the Flexinol® actuator wire can exert when heated is limited by the strength of the high temperature austenitic phase. The phase transformation, or crystal change, that causes the memory effect has more driving force than the strength of the parent material, so one must use care not to exceed that yield strength. The yield strength of Flexinol®'s high temperature phase is over 50,000 psi, and on a single pull the wire can exert this force. To have repeat cycling, however, one should use no more than 2/3 of this level, and forces of 20,000 psi or below give the best repeat cycling with minimal permanent deformation of the wire.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

ACTUATOR WIRE A SOLID STATE ACTUATOR THAT MOVES BY "MOLECULAR RESTRUCTURING"!

FOR BETTER MECHANICAL PERFORMANCE...

In really tight places - Flexinol® actuator wires are smaller by far than alternatives. At least 1,000 times smaller than solenoids for the same work done.

or
To simplify designs - Flexinol® actuator wires can often be used "as is", eliminating gear boxes, housings, bearings, and so on. Their flexible forgiving performance is easier to work with.

or
In corrosive environments - Flexinol® actuator wires' high corrosion resistance really pays off.

or
To reduce noise levels - Flexinol® actuator wires' movement by molecular restructuring is both electrically and acoustically quiet.

and
At lower costs - Flexinol® actuator wires are inexpensive to buy and cost less to use in many applications. A nice combination for that bottom line.

*SAMPLE APPLICATIONS

ELECTRONICS

Trigger
Micro Circuit Breakers
PC Mount Relays
Chassis Temp. Controls
Electronic Locks
PC Mount Pilot Valves
Mechanical Latches
Subminiature Door Openers
Micro Manipulators
Retrofit Switch to Relay
Micro Clutches
Manipulator
Spring Loaded Releases
Safety Cutoffs
PC Board Temperature Sensors
"Clean" Actuators
Remote Switch Controllers
Read/Write Head Lifters

MEDICAL

Intravenous Med. Controllers
Steerable Catheters
Prosthetic Limbs
Surgical Instruments
Braille CRT's
Vacuum Test Manipulators
Micro Pumps
Blood Pressure Test Valve
Exoskeletal Assistance

AUTOMOTIVE

Door Locks
Environmental Controls
Mirror Controls
Gear Changing Triggers

Pneumatic Valve

Remote Latches
Remote Releases
Alarm Devices
Light Fiber Gate

APPLIANCES

Moving Louvers
Safety Cutoffs
Spring Releases
Door Openers

Mechanical Volt. Regulator
Mechanical Curr. Regulator
Electronic Locks
Cuckoo Clocks
Hair Dryer Cutoff/Sensors
Heater Cutoff/Sensors

Clutch Engagement

Motor Protectors
Box Temperature Control
Overheating Controllers
Positioners

MISCELLANEOUS

Ultralight Remote Control
Mechanical Scanners
Camera Manipulators
Magnetic Free
Robotic Limbs
Smart Materials
Camera Shutters
Alarm Devices
Light Fiber Switches
Mechanical IC's

Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement for an extremely wide variety of applications.



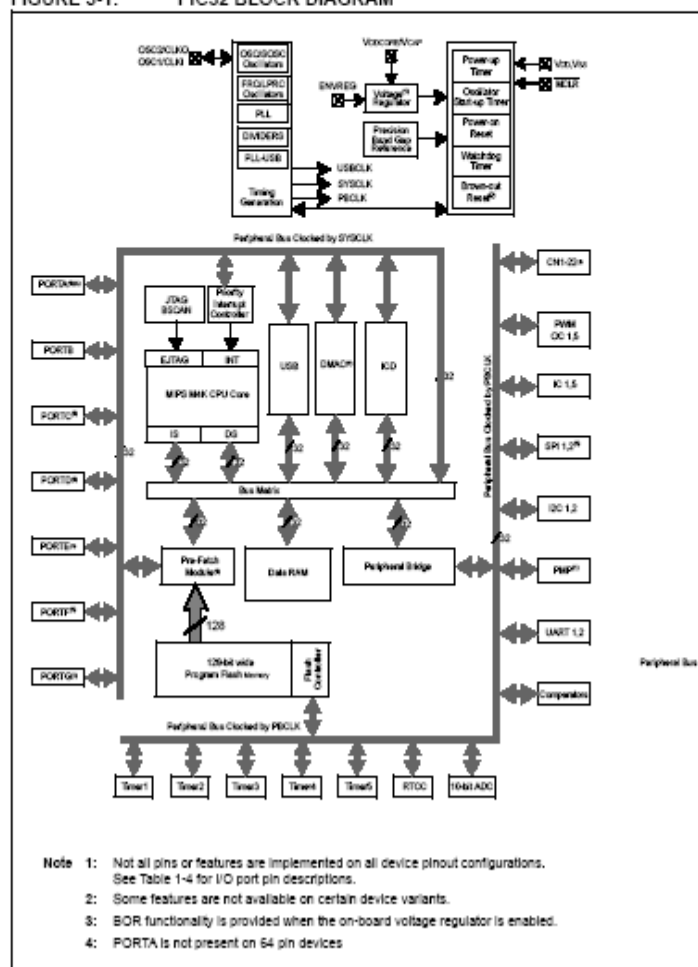
GETTING STARTED WITH PIC32

Chapter 3. PIC32 Architecture

3.1 INTRODUCTION

The PIC32 family of MCUs combines the MIPS M4K core together with powerful peripherals and embedded Flash and RAM memory to address a wide range of applications.

FIGURE 3-1: PIC32 BLOCK DIAGRAM



Getting Started with PIC32

Processor core:

- MIPS M4K with 5-stage pipeline
- MIPS32-compatible Release 2 Instruction Set
- MIPS16e™ Code Compression to improve code density by up to 40%
- GPR shadow registers to minimize latency for interrupt handlers
- Bit field manipulation instructions
- High-performance Multiply/Divide Unit:
 - Maximum issue rate of one 32x18 multiply per clock
 - Maximum issue rate of one 32x32 multiply every other clock
- Static implementation: minimum operating frequency 0 MHz
- 2.3 to 3.6V operation with full speed over entire range
- Low-power modes including RUN, IDLE, and SLEEP

Memory:

- Unified 4GB virtual memory space
- Fixed Memory Mapping Translation (FMT) mechanism
- Flexible partitioning into kernel and user accessible memory segments for increased application stability

Pre Fetch Cache:

- 16 lines, each 128-bit wide, instruction Prefetch buffer
- Ability to load and lock lines – useful to create SW breakpoints in Flash and minimize interrupt latency

Interrupt Controller:

- Fully programmable interrupt controller with Single or Multi vector mode, supporting up to 95 IRQs.
- Multiple priorities and subpriorities for each vector
- Highest priority interrupt has dedicated register set for reduced interrupt latency

DMA Controller:

- Up to 4 independent channels
- Memory-to-Memory, Memory-to-Peripheral, and Peripheral-to-Memory transfers
- Programmable trigger from any IRQ
- Chainable channels, stop on match detection, Auto-Enable mode
- Data transfers can occur while the core is in IDLE mode
- Integrated programmable CRC engine: calculates on the fly while the data is transferred.

Enhanced Parallel Master Port:

- 8- and 16-bit data interface
- Up to 16-bit address lines, expandable using GPIO lines
- 2 Chip Select lines

PIC32 Architecture

Communication channels:

- USB 2.0 compliant (FS, 12 Mbps), OTG, Host and Device-only capable
- 2 enhanced UART channels with hardware IrDA®
- 2 Master/Slave/Frame mode SPI channels
- 2 Master/Slave I²C channels, 10/7 bits mode addressing, broadcast capable

Analog-to-Digital Converters:

- Up to 16 Channels, each 10-bit resolution ADCs
- Up to 500+ kilo-samples per second (ksps) conversion speed
- Software selectable Internal or External voltage reference
- Automatic Channel Scan mode
- Selectable conversion trigger source
- 16 word conversion result buffer
- Selectable Buffer Fill modes
- Eight result alignment options
- Operation during CPU Sleep mode

Timers:

- 5 16-bit timer/counter with the ability to form up to (2) 32-bit timer/counters
- Software-selectable internal or external clock source
- Asynchronous timer/counter with built-in oscillator
- Programmable interrupt generation and priority
- Gated external pulse counter
- Software-selectable prescalers.
- Operational during CPU Sleep mode

Core Timer:

- 32 bit timer in CPU for implementing a timer interrupt function.

RTCC (Real-Time Clock and Calendar):

- Time with hours, minutes and seconds
- Calendar with weekday, date, month and year
- Leap year detection
- Highly configurable alarm
- Calibration of up to 260 ppm of crystal error

Debug and Programming:

- 6 instructions and 2 data breakpoints
- 2 complex breakpoint logic blocks with qualified/primed breakpoint triggers, Pass counters, and stopwatch timers.
- 4-wire EJTAG and 2-wire Microchip interface
- 2-wire Microchip Interface:
 - 8 real-time read/write capture logic blocks
 - Read/write access to all data RAM and SFRs without stopping CPU
- Instruction Trace Port:
 - 5-Wire, nonintrusive trace port
 - Triggered by complex breakpoint logic block

Getting Started with PIC32

GPIO:

- 5V tolerant inputs
- Individual output pin open-drain enable/disable
- Individual input pin weak pull-up enable/disable
- Monitor selective inputs and generate interrupt on mismatch condition

Note: Input pin weak pull-up and interrupt on mismatch features are available only on select I/O pins.

**IRF530****Data Sheet****February 2002****14A, 100V, 0.160 Ohm, N-Channel Power MOSFETs**

These are N-Channel enhancement mode silicon gate power field effect transistors. They are advanced power MOSFETs designed, tested, and guaranteed to withstand a specified level of energy in the breakdown avalanche mode of operation. All of these power MOSFETs are designed for applications such as switching regulators, switching convertors, motor drivers, relay drivers, and drivers for high power bipolar switching transistors requiring high speed and low gate drive power. These types can be operated directly from integrated circuits.

Formerly developmental type TA17411.

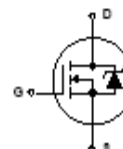
Ordering Information

PART NUMBER	PACKAGE	BRAND
IRF530	TO-220AB	IRF530

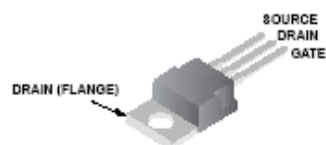
NOTE: When ordering, use the entire part number.

Features

- 14A, 100V
- $r_{DS(ON)} = 0.160\Omega$
- Single Pulse Avalanche Energy Rated
- SOA is Power Dissipation Limited
- Nanosecond Switching Speeds
- Linear Transfer Characteristics
- High Input Impedance
- Related Literature
 - TB334 "Guidelines for Soldering Surface Mount Components to PC Boards"

Symbol**Packaging**

JEDEC TO-220AB



IRF530

Absolute Maximum Ratings $T_C = 25^\circ\text{C}$, Unless Otherwise Specified

	IRF530	UNITS
Drain to Source Breakdown Voltage (Note 1)	100	V
Drain to Gate Voltage ($R_{GS} = 20\text{k}\Omega$) (Note 1)	100	V
Continuous Drain Current	14	A
$T_C = 100^\circ\text{C}$	10	A
Pulsed Drain Current (Note 3)	56	A
Gate to Source Voltage	± 20	V
Maximum Power Dissipation	79	W
Dissipation Derating Factor	0.53	W/°C
Single Pulse Avalanche Energy Rating (Note 4)	69	mJ
Operating and Storage Temperature	-55 to 175	°C
Maximum Temperature for Soldering		
Leads at 0.063in (1.6mm) from Case for 10s.	300	°C
Package Body for 10s, See Techbrief 334	260	°C

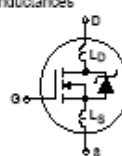
CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

1. $T_J = 25^\circ\text{C}$ to 150°C .

Electrical Specifications $T_C = 25^\circ\text{C}$, Unless Otherwise Specified

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Drain to Source Breakdown Voltage	BV_{DS}	$I_D = 250\mu\text{A}$, $V_{GS} = 0\text{V}$ (Figure 10)	100	-	-	V
Gate to Threshold Voltage	$V_{GS(TH)}$	$V_{GS} = V_{DS}$, $I_D = 250\mu\text{A}$	2	-	4.0	V
Zero Gate Voltage Drain Current	I_{DSS}	$V_{DS} = 95\text{V}$, $V_{GS} = 0\text{V}$	-	-	25	μA
		$V_{DS} = 0.8 \times \text{Rated } BV_{DS}$, $V_{GS} = 0\text{V}$, $T_J = 150^\circ\text{C}$	-	-	250	μA
On-State Drain Current (Note 2)	$I_{D(ON)}$	$V_{DS} \geq I_{D(ON)} \times r_{DS(ON)}$ MAX, $V_{GS} = 10\text{V}$	14	-	-	A
Gate to Source Leakage Current	I_{GSS}	$V_{GS} = \pm 20\text{V}$	-	-	± 500	nA
Drain to Source On Resistance (Note 2)	$r_{DS(ON)}$	$I_D = 8.3\text{A}$, $V_{GS} = 10\text{V}$ (Figures 8, 9)	-	0.14	0.16	Ω
Forward Transconductance (Note 2)	g_{fs}	$V_{DS} \geq 50\text{V}$, $I_D = 8.3\text{A}$ (Figure 12)	5.1	7.6	-	S
Turn-On Delay Time	$t_{d(ON)}$	$V_{DD} = 50\text{V}$, $I_D = 14\text{A}$, $R_G = 12\Omega$, $R_L = 3.4\Omega$	-	12	15	ns
Rise Time	t_r	MOSFET Switching Times are Essentially Independent of Operating Temperature	-	35	65	ns
Turn-Off Delay Time	$t_{d(OFF)}$		-	25	70	ns
Fall Time	t_f		-	25	59	ns
Total Gate Charge (Gate to Source + Gate to Drain)	$Q_g(\text{TOT})$	$V_{GS} = 10\text{V}$, $I_D = 14\text{A}$, $V_{DS} = 0.8 \times \text{Rated } BV_{DS}$	-	18	30	nC
		$I_{D(\text{REF})} = 1.5\text{mA}$ (Figure 14)	-	4	-	nC
Gate to Source Charge	Q_{gs}	Gate Charge is Essentially Independent of Operating Temperature	-	7	-	nC
Gate to Drain "Miller" Charge	Q_{gd}		-	7	-	nC
Input Capacitance	C_{iss}	$V_{DS} = 25\text{V}$, $V_{GS} = 0\text{V}$, $f = 1\text{MHz}$ (Figure 11)	-	600	-	pF
Output Capacitance	C_{oss}		-	250	-	pF
Reverse Transfer Capacitance	C_{rss}		-	50	-	pF
Internal Drain Inductance	L_D	Measured from the Contact Screw on Tab To Center of Die	-	3.5	-	nH
		Measured from the Drain Lead, 6mm (0.25in) from Package to Center of Die	-	4.5	-	nH
Internal Source Inductance	L_S	Measured from the Source Lead, 6mm (0.25in) From Header to Source Bonding Pad	-	7.5	-	nH
Thermal Resistance Junction to Case	$R_{\theta JC}$		-	-	1.9	°C/W
Thermal Resistance Junction to Ambient	$R_{\theta JA}$	Free Air Operation	-	-	62.5	°C/W
			-	-	-	-



IRF530

Source to Drain Diode Specifications

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Continuous Source to Drain Current	I_{SD}	Modified MOSFET Symbol Showing the Integral Reverse P-N Junction Diode	-	-	14	A
Pulse Source to Drain Current (Note 2)	I_{SDM}		-	-	56	A
Source to Drain Diode Voltage (Note 2)	V_{SD}	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_{SD} = 14\text{A}$, $V_{GS} = 0\text{V}$ (Figure 13)	-	-	2.5	V
Reverse Recovery Time	t_{rr}	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_{SD} = 14\text{A}$, $dI_{SD}/dt = 100\text{A}/\mu\text{s}$	5.5	120	250	ns
Reverse Recovery Charge	Q_{RR}	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_{SD} = 14\text{A}$, $dI_{SD}/dt = 100\text{A}/\mu\text{s}$	0.17	0.6	1.3	μC

NOTES:

- Pulse test: pulse width $\leq 300\mu\text{s}$, duty cycle $\leq 2\%$.
- Repetitive rating: pulse width limited by Max junction temperature. See Transient Thermal Impedance curve (Figure 3).
- $V_{DD} = 25\text{V}$, starting $T_J = 25^\circ\text{C}$, $L = 530\mu\text{H}$, $R_G = 25\Omega$, peak $I_{AS} = 14\text{A}$ (Figures 15, 16).

Typical Performance Curves Unless Otherwise Specified

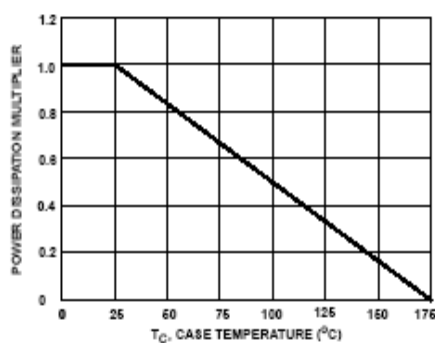


FIGURE 1. NORMALIZED POWER DISSIPATION vs CASE TEMPERATURE

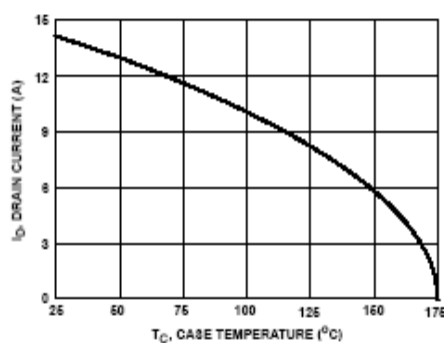


FIGURE 2. MAXIMUM CONTINUOUS DRAIN CURRENT vs CASE TEMPERATURE

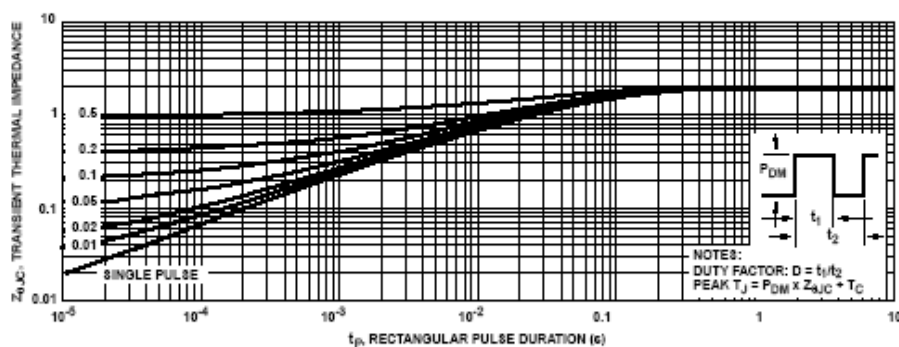


FIGURE 3. MAXIMUM TRANSIENT THERMAL IMPEDANCE

IRF530

Typical Performance Curves Unless Otherwise Specified (Continued)

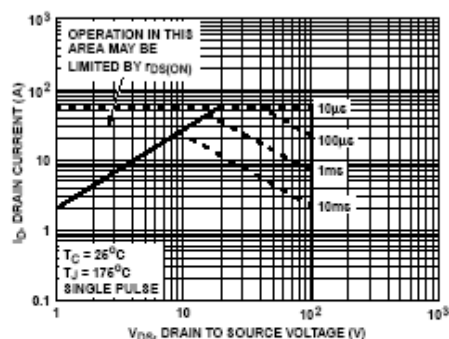


FIGURE 4. FORWARD BIAS SAFE OPERATING AREA

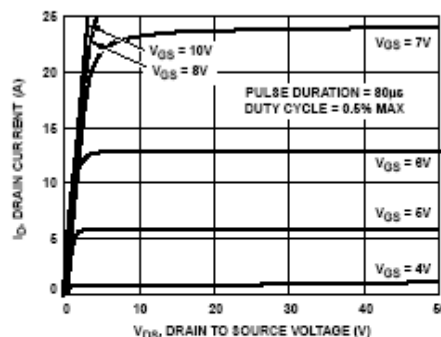


FIGURE 5. OUTPUT CHARACTERISTICS

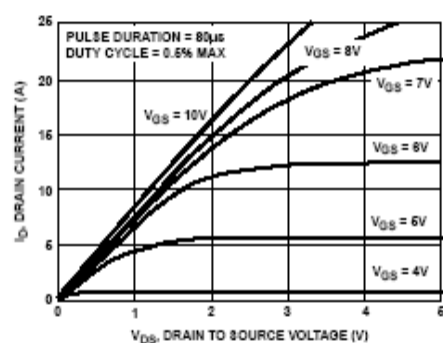


FIGURE 6. SATURATION CHARACTERISTICS

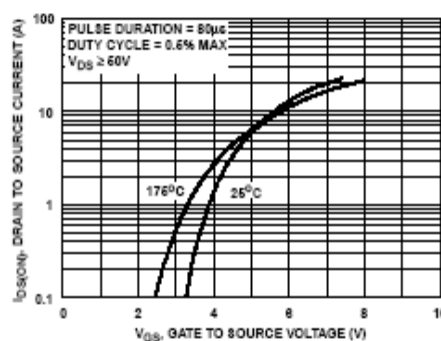


FIGURE 7. TRANSFER CHARACTERISTICS

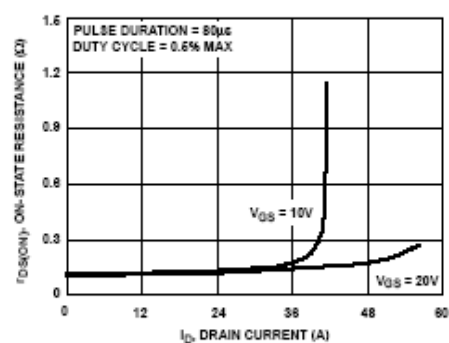


FIGURE 8. DRAIN TO SOURCE ON RESISTANCE vs GATE VOLTAGE AND DRAIN CURRENT

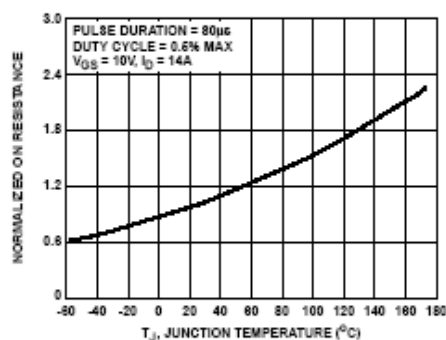


FIGURE 9. NORMALIZED DRAIN TO SOURCE ON RESISTANCE vs JUNCTION TEMPERATURE

IRF530

Typical Performance Curves Unless Otherwise Specified (Continued)

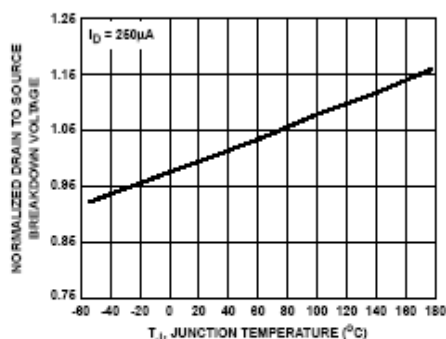


FIGURE 10. NORMALIZED DRAIN TO SOURCE BREAKDOWN VOLTAGE vs JUNCTION TEMPERATURE

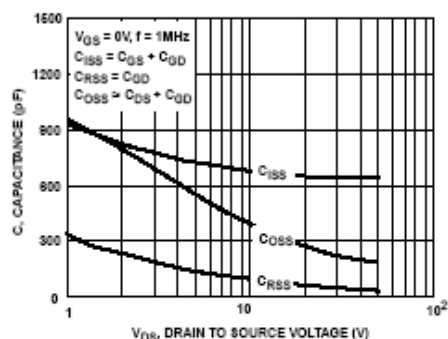


FIGURE 11. CAPACITANCE vs DRAIN TO SOURCE VOLTAGE

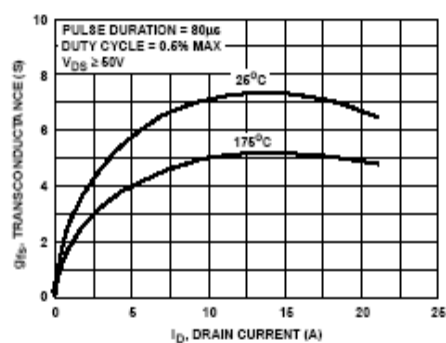


FIGURE 12. TRANSCONDUCTANCE vs DRAIN CURRENT

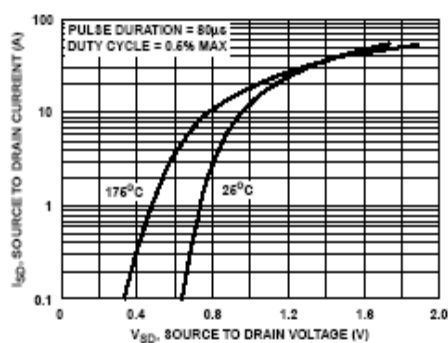


FIGURE 13. SOURCE TO DRAIN DIODE VOLTAGE

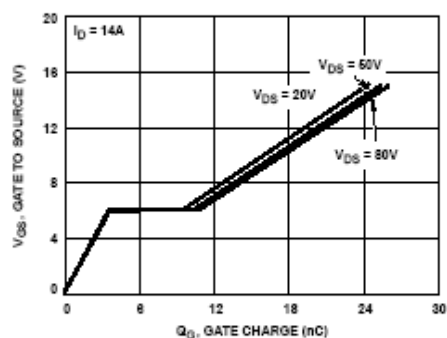


FIGURE 14. GATE TO SOURCE VOLTAGE vs GATE CHARGE

IRF530

Test Circuits and Waveforms

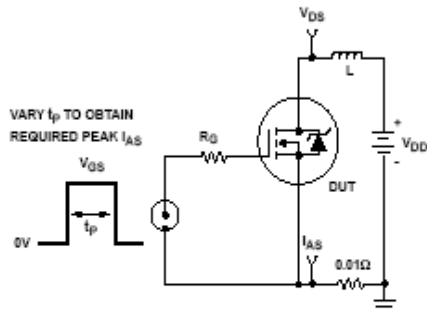


FIGURE 15. UNCLAMPED ENERGY TEST CIRCUIT

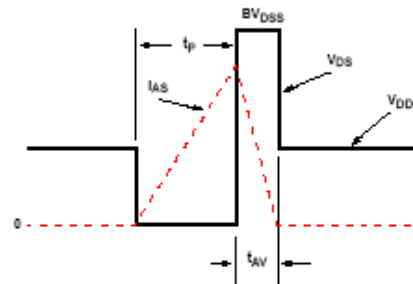


FIGURE 16. UNCLAMPED ENERGY WAVEFORMS

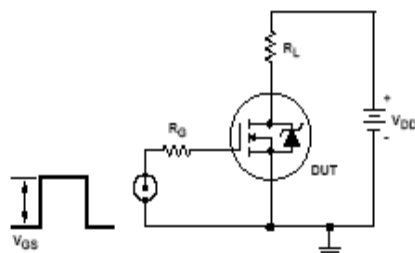


FIGURE 17. SWITCHING TIME TEST CIRCUIT

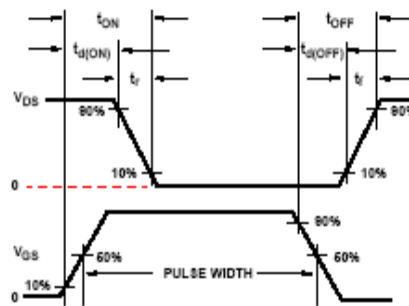


FIGURE 18. RESISTIVE SWITCHING WAVEFORMS

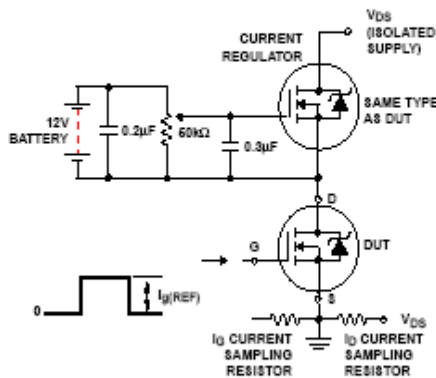


FIGURE 19. GATE CHARGE TEST CIRCUIT

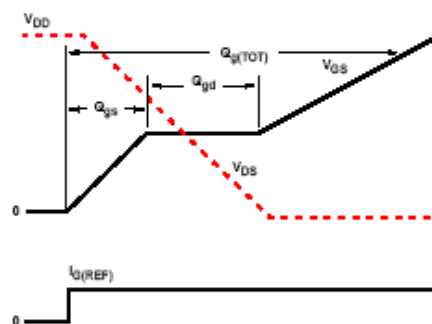


FIGURE 20. GATE CHARGE WAVEFORMS



Data sheet acquired from Harris Semiconductor
SCHS189

January 1998

CD74HC540, CD74HCT540, CD74HC541, CD74HCT541

High Speed CMOS Logic
Octal Buffer and Line Drivers, Three-State

Features

- CD74HC540, CD74HCT540 Inverting
- CD74HC541, CD74HCT541 Non-Inverting
- Buffered Inputs
- Three-State Outputs
- Bus Line Driving Capability
- Typical Propagation Delay = 9ns at $V_{CC} = 5V$,
 $C_L = 15pF$, $T_A = 25^\circ C$
- Fanout (Over Temperature Range)
 - Standard Outputs 10 LSTTL Loads
 - Bus Driver Outputs 15 LSTTL Loads
- Wide Operating Temperature Range ... $-55^\circ C$ to $125^\circ C$
- Balanced Propagation Delay and Transition Times
- Significant Power Reduction Compared to LSTTL Logic ICs
- HC Types
 - 2V to 6V Operation
 - High Noise Immunity: $N_{IL} = 30\%$, $N_{IH} = 30\%$ of V_{CC} at $V_{CC} = 5V$
- HCT Types
 - 4.5V to 5.5V Operation
 - Direct LSTTL Input Logic Compatibility, $V_{IL} = 0.8V$ (Max), $V_{IH} = 2V$ (Min)
 - CMOS Input Compatibility, $I_i \leq 1\mu A$ at V_{OL} , V_{OH}

Description

The Harris CD74HC540 and CD74HCT540 are Inverting Octal Buffers and Line Drivers with Three-State Outputs and the capability to drive 15 LSTTL loads. The Harris CD74HC541 and CD74HCT541 are Non-Inverting Octal Buffers and Line Drivers with Three-State Outputs that can drive 15 LSTTL loads. The Output Enables ($\overline{OE1}$ and $\overline{OE2}$) control the Three-State Outputs. If either $\overline{OE1}$ or $\overline{OE2}$ is HIGH the outputs will be in the high impedance state. For data output $\overline{OE1}$ and $\overline{OE2}$ both must be LOW.

Ordering Information

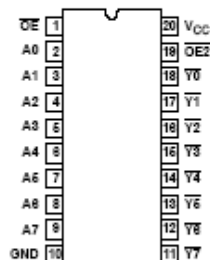
PART NUMBER	TEMP. RANGE ($^\circ C$)	PACKAGE	PKG. NO.
CD74HC540E	-55 to 125	20 Ld PDIP	E20.3
CD74HCT540E	-55 to 125	20 Ld PDIP	E20.3
CD74HC541E	-55 to 125	20 Ld PDIP	E20.3
CD74HCT541E	-55 to 125	20 Ld PDIP	E20.3
CD74HC540M	-55 to 125	20 Ld SOIC	M20.3
CD74HCT540M	-55 to 125	20 Ld SOIC	M20.3
CD74HC541M	-55 to 125	20 Ld SOIC	M20.3
CD74HCT541M	-55 to 125	20 Ld SOIC	M20.3

NOTES:

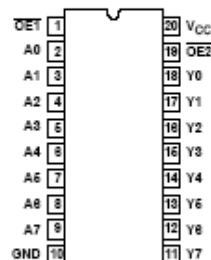
1. When ordering, use the entire part number. Add the suffix 96 to obtain the variant in the tape and reel.
2. Wafer and die for this part number is available which meets all electrical specifications. Please contact your local sales office or Harris customer service for ordering information.

Pinouts

CD74HC540, CD74HCT540
(PDIP, SOIC)
TOP VIEW



CD74HC541, CD74HCT541
(PDIP, SOIC)
TOP VIEW

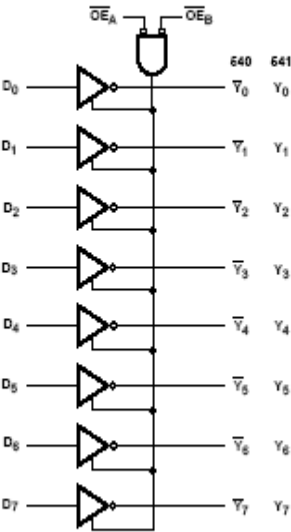


CAUTION: These devices are sensitive to electrostatic discharge. Users should follow proper IC Handling Procedures.
Copyright © Harris Corporation 1998

File Number 1659.2

CD74HC540, CD74HCT540, CD74HC541, CD74HCT541

Functional Diagram



TRUTH TABLE

INPUTS			OUTPUTS	
OE1	OE2	An	540	541
L	L	H	L	H
H	X	X	Z	Z
X	H	X	Z	Z
L	L	L	H	L

NOTE:
H = HIGH Voltage Level
L = LOW Voltage Level
X = Don't Care
Z = High Impedance

CD74HC540, CD74HCT540, CD74HC541, CD74HCT541

Absolute Maximum Ratings

DC Supply Voltage, V_{CC}	-0.5V to 7V
DC Input Diode Current, I_{IK}	
For $V_I < -0.5V$ or $V_I > V_{CC} + 0.5V$	$\pm 20mA$
DC Output Diode Current, I_{OK}	
For $V_O < -0.5V$ or $V_O > V_{CC} + 0.5V$	$\pm 20mA$
DC Drain Current, per Output, I_O	
For $-0.5V < V_O < V_{CC} + 0.5V$	$\pm 35mA$
DC Output Source or Sink Current per Output Pin, I_O	
For $V_O > -0.5V$ or $V_O < V_{CC} + 0.5V$	$\pm 25mA$
DC V_{CC} or Ground Current, I_{CC}	$\pm 50mA$

Thermal Information

Thermal Resistance (Typical, Note 3)	θ_{JA} ($^{\circ}C/W$)
PDIP Package	125
SOIC Package	120
Maximum Junction Temperature	150 $^{\circ}C$
Maximum Storage Temperature Range	-55 $^{\circ}C$ to 150 $^{\circ}C$
Maximum Lead Temperature (Soldering 10s)	300 $^{\circ}C$
(SOIC - Lead Tips Only)	

Operating Conditions

Temperature Range, T_A	-55 $^{\circ}C$ to 125 $^{\circ}C$
Supply Voltage Range, V_{CC}	
HC Types	2V to 6V
HCT Types	4.5V to 5.5V
DC Input or Output Voltage, V_I , V_O	0V to V_{CC}
Input Rise and Fall Time	
2V	1000ns (Max)
4.5V	500ns (Max)
6V	400ns (Max)

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTE:

3. θ_{JA} is measured with the component mounted on an evaluation PC board in free air.

DC Electrical Specifications

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS		V _{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
		V _I (V)	I _O (mA)		MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
HC TYPES												
High Level Input Voltage	V _{IH}	-	-	2	1.5	-	-	1.5	-	1.5	-	V
				4.5	3.15	-	-	3.15	-	3.15	-	V
				6	4.2	-	-	4.2	-	4.2	-	V
Low Level Input Voltage	V _{IL}	-	-	2	-	-	0.5	-	0.5	-	0.5	V
				4.5	-	-	1.35	-	1.35	-	1.35	V
				6	-	-	1.8	-	1.8	-	1.8	V
High Level Output Voltage CMOS Loads	V _{OH}	V _{IH} or V _{IL}	-0.02	2	1.9	-	-	1.9	-	1.9	-	V
			-0.02	4.5	4.4	-	-	4.4	-	4.4	-	V
			-0.02	6	5.9	-	-	5.9	-	5.9	-	V
High Level Output Voltage TTL Loads	V _{OH}	V _{IH} or V _{IL}	-	-	-	-	-	-	-	-	-	V
			-6	4.5	3.98	-	-	3.84	-	3.7	-	V
			-7.8	6	5.48	-	-	5.34	-	5.2	-	V
Low Level Output Voltage CMOS Loads	V _{OL}	V _{IH} or V _{IL}	0.02	2	-	-	0.1	-	0.1	-	0.1	V
			0.02	4.5	-	-	0.1	-	0.1	-	0.1	V
			0.02	6	-	-	0.1	-	0.1	-	0.1	V
Low Level Output Voltage TTL Loads	V _{OL}	V _{IH} or V _{IL}	-	-	-	-	-	-	-	-	-	V
			6	4.5	-	-	0.26	-	0.33	-	0.4	V
			7.8	6	-	-	0.26	-	0.33	-	0.4	V
Input Leakage Current	I _I	V _{CC} or GND	-	6	-	-	±0.1	-	±1	-	±1	µA

CD74HC540, CD74HCT540, CD74HC541, CD74HCT541**DC Electrical Specifications (Continued)**

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS		V _{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
		V _I (V)	I _O (mA)		MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
Quiescent Device Current	I _{CC}	V _{CC} or GND	0	6	-	-	8	-	80	-	160	μA
Three-State Leakage Current	I _{OZ}	V _{IL} or V _{IH}	V _O = V _{CC} or GND	6	-	-	±0.5	-	±5.0	-	±10	μA
HCT TYPES												
High Level Input Voltage	V _{IH}	-	-	4.5 to 5.5	2	-	-	2	-	2	-	V
Low Level Input Voltage	V _{IL}	-	-	4.5 to 5.5	-	-	0.8	-	0.8	-	0.8	V
High Level Output Voltage CMOS Loads	V _{OH}	V _{IH} or V _{IL}	-0.02	4.5	4.4	-	-	4.4	-	4.4	-	V
High Level Output Voltage TTL Loads			-6	4.5	3.98	-	-	3.84	-	3.7	-	V
Low Level Output Voltage CMOS Loads	V _{OL}	V _{IH} or V _{IL}	0.02	4.5	-	-	0.1	-	0.1	-	0.1	V
Low Level Output Voltage TTL Loads			6	4.5	-	-	0.26	-	0.33	-	0.4	V
Input Leakage Current	I _I	V _{CC} and GND	0	5.5	-	-	±0.1	-	±1	-	±1	μA
Quiescent Device Current	I _{CC}	V _{CC} or GND	0	5.5	-	-	8	-	80	-	160	μA
Three-State Leakage Current	I _{OZ}	V _{IL} or V _{IH}	V _O = V _{CC} or GND	5.5	-	-	±0.5	-	±5.0	-	±10	μA
Additional Quiescent Device Current Per Input Pin: 1 Unit Load	ΔI _{CC}	V _{CC} -2.1	-	4.5 to 5.5	-	100	360	-	450	-	490	μA

NOTE: For dual-supply systems theoretical worst case (V_I = 2.4V, V_{CC} = 5.5V) specification is 1.8mA.**HCT Input Loading Table**

INPUT	UNIT LOADS	
	HCT540	HCT541
A0 - A7	1	0.4
OE _Z	0.75	0.75
OE _T	1.15	1.15

NOTE: Unit load is ΔI_{CC} limit specific in DC Electrical Specifications Table, e.g., 360μA max. at 25°C.

CD74HC540, CD74HCT540, CD74HC541, CD74HCT541

Switching Specifications $C_L = 50\text{pF}$, Input $t_p, t_s = 6\text{ns}$											
PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	V_{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
				MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
HC TYPES											
Propagation Delay Data to Outputs (540)	t_{PLH}, t_{PHL}	$C_L = 50\text{pF}$	2	-	-	110	-	140	-	165	ns
			4.5	-	-	22	-	28	-	33	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	9	-	-	-	-	-	ns
		$C_L = 50\text{pF}$	6	-	-	19	-	24	-	28	ns
Data to Outputs (541)	t_{PLZ}, t_{PHZ}	$C_L = 50\text{pF}$	2	-	-	115	-	145	-	175	ns
			4.5	-	-	23	-	29	-	35	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	9	-	-	-	-	-	ns
		$C_L = 50\text{pF}$	6	-	-	20	-	25	-	30	ns
Output Enable and Disable to Outputs (540)	t_{PLZ}, t_{PHZ}	$C_L = 50\text{pF}$	2	-	-	160	-	200	-	240	ns
			4.5	-	-	32	-	40	-	48	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	13	-	-	-	-	-	ns
		$C_L = 50\text{pF}$	6	-	-	27	-	34	-	41	ns
Output Enable and Disable to Outputs (541)	t_{PLZ}, t_{PHZ}	$C_L = 50\text{pF}$	2	-	-	160	-	200	-	240	ns
			4.5	-	-	32	-	40	-	48	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	14	-	-	-	-	-	ns
		$C_L = 50\text{pF}$	6	-	-	23	-	29	-	35	ns
Output Transition Time	t_{THL}, t_{TLH}	$C_L = 50\text{pF}$	2	-	-	60	-	75	-	90	ns
			4.5	-	-	12	-	15	-	18	ns
			6	-	-	10	-	13	-	15	ns
Input Capacitance	C_i	$C_L = 50\text{pF}$	-	10	-	10	-	10	-	10	pF
Three-State Output Capacitance	C_O	-	-	20	-	20	-	20	-	20	pF
Power Dissipation Capacitance (Notes 4, 5) (540)	C_{PD}	$C_L = 15\text{pF}$	5	-	50	-	-	-	-	-	pF
Power Dissipation Capacitance (Notes 4, 5) (541)	C_{PD}	$C_L = 15\text{pF}$	5	-	48	-	-	-	-	-	pF
HCT TYPES											
Propagation Delay Data to Outputs (540)	t_{PHL}, t_{PLH}	$C_L = 50\text{pF}$	4.5	-	-	24	-	30	-	36	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	9	-	-	-	-	-	ns
Data to Outputs (541)	t_{PHL}, t_{PLH}	$C_L = 50\text{pF}$	4.5	-	-	28	-	35	-	42	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	11	-	-	-	-	-	ns
Output Enable and Disable to Outputs (540, 541)	t_{PLZ}, t_{PHZ}	$C_L = 50\text{pF}$	4.5	-	-	35	-	44	-	53	ns
		$C_L = 15\text{pF}$	5	-	14	-	-	-	-	-	ns
Output Transition Time	t_{THL}, t_{TLH}	$C_L = 50\text{pF}$	4.5	-	-	12	-	15	-	18	ns
Input Capacitance	C_i	$C_L = 50\text{pF}$	-	10	-	10	-	10	-	10	pF

CD74HC540, CD74HCT540, CD74HC541, CD74HCT541

Switching Specifications $C_L = 50\text{pF}$, Input $t_f = 6\text{ns}$ (Continued)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	V_{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
				MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
Three-State Output Capacitance	C_O	-	-	20	-	20	-	20	-	20	pF
Power Dissipation Capacitance (Notes 4, 5) (540, 541)	C_{PD}	$C_L = 15\text{pF}$	5	-	55	-	-	-	-	-	pF

NOTES:

4. C_{PD} is used to determine the dynamic power consumption, per channel.5. $P_D = V_{CC}^2 f_i (C_{PD} + C_L)$ where f_i = Input Frequency, C_L = Output Load Capacitance, V_{CC} = Supply Voltage.

Test Circuits and Waveforms

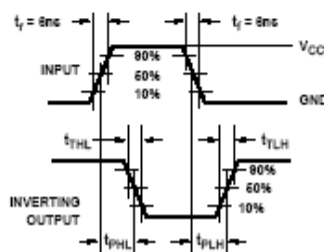


FIGURE 1. HC TRANSITION TIMES AND PROPAGATION DELAY TIMES, COMBINATION LOGIC

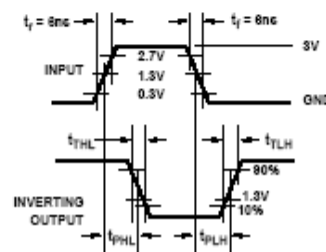


FIGURE 2. HCT TRANSITION TIMES AND PROPAGATION DELAY TIMES, COMBINATION LOGIC

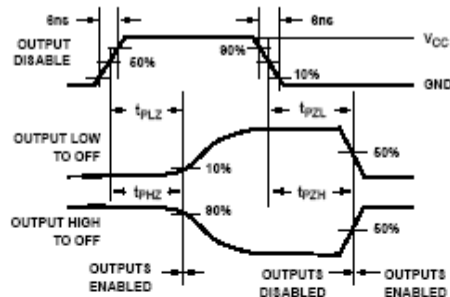


FIGURE 3. HC THREE-STATE PROPAGATION DELAY WAVEFORM

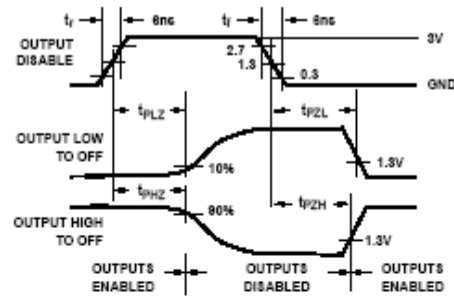
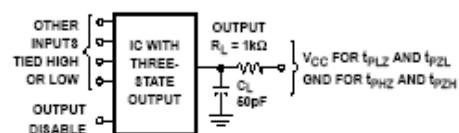


FIGURE 4. HCT THREE-STATE PROPAGATION DELAY WAVEFORM

Test Circuits and Waveforms (Continued)

NOTE: Open drain waveforms t_{PLZ} and t_{PZL} are the same as those for three-state shown on the left. The test circuit is Output $R_L = 1k\Omega$ to V_{CC} , $C_L = 50pF$.

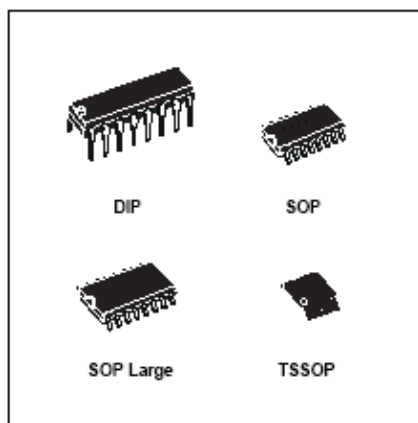
FIGURE 5. HC AND HCT THREE-STATE PROPAGATION DELAY TEST CIRCUIT

**ST232****5V POWERED MULTI-CHANNEL
RS-232 DRIVERS AND RECEIVERS**

- SUPPLY VOLTAGE RANGE: 4.5 TO 5.5V
- SUPPLY CURRENT NO LOAD (TYP): 5mA
- TRANSMITTER OUTPUT VOLTAGE SWING (TYP): $\pm 7.8V$
- CONTROLLED OUTPUT SLEW RATE
- RECEIVER INPUT VOLTAGE RANGE: $\pm 30V$
- DATA RATE (TYP): 220Kbps
- OPERATING TEMPERATURE RANGE: -40 TO 85°C, 0 TO 70°C
- COMPATIBLE WITH MAX232 AND MAX202

DESCRIPTION

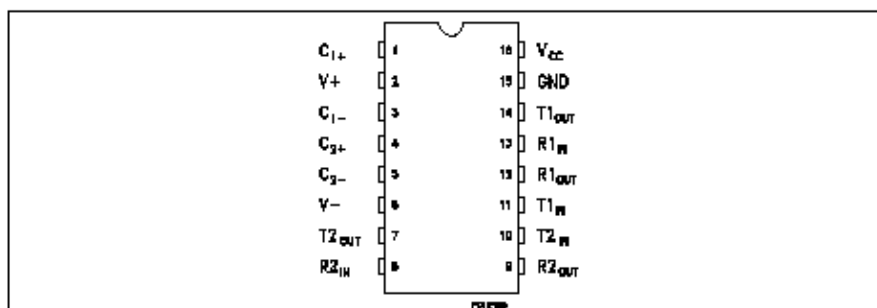
The ST232 is a 2 driver, 2 receiver device following EIA/TIA-232 and V.28 communication standard. It is particularly suitable for applications where $\pm 12V$ is not available. The ST232 uses a single 5V power supply and only four external capacitors (0.1 μF). Typical applications are in: Portable Computers, Low Power Modems, Interfaces Translation, Battery Powered RS-232 System, Multi-Drop RS-232 Networks.

**ORDERING CODES**

Type	Temperature Range	Package	Comments
ST232CN	0 to 70 °C	DIP-16	25parts per tube / 40tube per box
ST232BN	-40 to 85 °C	DIP-16	25parts per tube / 40tube per box
ST232CD	0 to 70 °C	SO-16 (Tube)	50parts per tube / 20tube per box
ST232BD	-40 to 85 °C	SO-16 (Tube)	50parts per tube / 20tube per box
ST232CDR	0 to 70 °C	SO-16 (Tape & Reel)	2500 parts per reel
ST232BDR	-40 to 85 °C	SO-16 (Tape & Reel)	2500 parts per reel
ST232CW	0 to 70 °C	SO-16 Large (Tube)	49 parts per tube / 25 tube per box
ST232BW	-40 to 85 °C	SO-16 Large (Tube)	49 parts per tube / 25 tube per box
ST232CWR	0 to 70 °C	SO-16 Large (Tape & Reel)	1000 parts per reel
ST232BWR	-40 to 85 °C	SO-16 Large (Tape & Reel)	1000 parts per reel
ST232CT	0 to 70 °C	TSSOP16 (Tube)	only for samples
ST232BT	-40 to 85 °C	TSSOP16 (Tube)	only for samples
ST232CTR	0 to 70 °C	TSSOP16 (Tape & Reel)	2500 parts per reel
ST232BTR	-40 to 85 °C	TSSOP16 (Tape & Reel)	2500 parts per reel

ST232

PIN CONFIGURATION



PIN DESCRIPTION

PIN N°	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
1	C ₁₊	Positive Terminal for the first Charge Pump Capacitor
2	V ₊	Doubled Voltage Terminal
3	C ₁₋	Negative Terminal for the first Charge Pump Capacitor
4	C ₂₊	Positive Terminal for the second Charge Pump Capacitor
5	C ₂₋	Negative Terminal for the second Charge Pump Capacitor
6	V ₋	Inverted Voltage Terminal
7	T _{2OUT}	Second Transmitter Output Voltage
8	R _{2IN}	Second Receiver Input Voltage
9	R _{2OUT}	Second Receiver Output Voltage
10	T _{2IN}	Second Transmitter Input Voltage
11	T _{1IN}	First Transmitter Input Voltage
12	R _{1OUT}	First Receiver Output Voltage
13	R _{1IN}	First Receiver Input Voltage
14	T _{1OUT}	First Transmitter Output Voltage
15	GND	Ground
16	V _{CC}	Supply Voltage

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{CC}	Supply Voltage	-0.3 to 6	V
T _{IN}	Transmitter Input Voltage Range	-0.3 to (V _{CC} + 0.3)	V
R _{IN}	Receiver Input Voltage Range	± 30	V
T _{OUT}	Transmitter Output Voltage Range	(V ₊ + 0.3) to (V ₋ - 0.3)	V
R _{OUT}	Receiver Output Voltage Range	-0.3 to (V _{CC} + 0.3)	V
T _{SCOUT}	Short Circuit Duration on T _{OUT}	infinite	
T _{stg}	Storage Temperature Range	-65 to + 150	°C

Absolute Maximum Ratings are those values beyond which damage to the device may occur. Functional operation under these condition is not implied.

Note 1: No external supply can be applied to V₊ terminal and V₋ terminal.

ST232

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(C₁ - C₄ = 0.1μF, V_{CC} = 5V ± 10%, T_A = -40 to 85°C, unless otherwise specified.Typical values are referred to T_A = 25°C)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
I _{SUPPLY}	V _{CC} Power Supply Current	No Load, T _A = 25°C		5	10	mA

TRANSMITTER ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(C₁ - C₄ = 0.1μF, V_{CC} = 5V ± 10%, T_A = -40 to 85°C, unless otherwise specified.Typical values are referred to T_A = 25°C)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
V _{TOUT}	Output Voltage Swing	All Transmitter outputs are loaded with 3KΩ to GND	± 5	± 7.8		V
I _{TIL}	Input Leakage Current				± 1	μA
V _{TIL}	Input Logic Threshold Low		0.8			V
V _{TIH}	Input Logic Threshold High				2	V
SR _T	Transition Slew Rate	T _A = 25°C, V _{CC} = 5V R _L = 3 to 7KΩ, C _L = 50 to 2500pF (Note1)		7	30	V/μs
D _R	Data Rate	(Note 2)	120	220		Kbits/s
R _{TOUT}	Transmitter Output Resistance	V _{CC} = V ₊ = V ₋ = 0V V _{OUT} = ± 2V	300			Ω
I _{SC}	Transmitter Output Short Circuit Current	One T _{XOUT} to GND		±10	±60	mA

Note 1: Measured from 3V to -3V or from -3V to 3V.

Note2: One transmitter output is loaded with R_L = 3KΩ to 7KΩ, C_L = 50 to 1000pF

RECEIVER ELECTRICAL CHARACTERISTICS

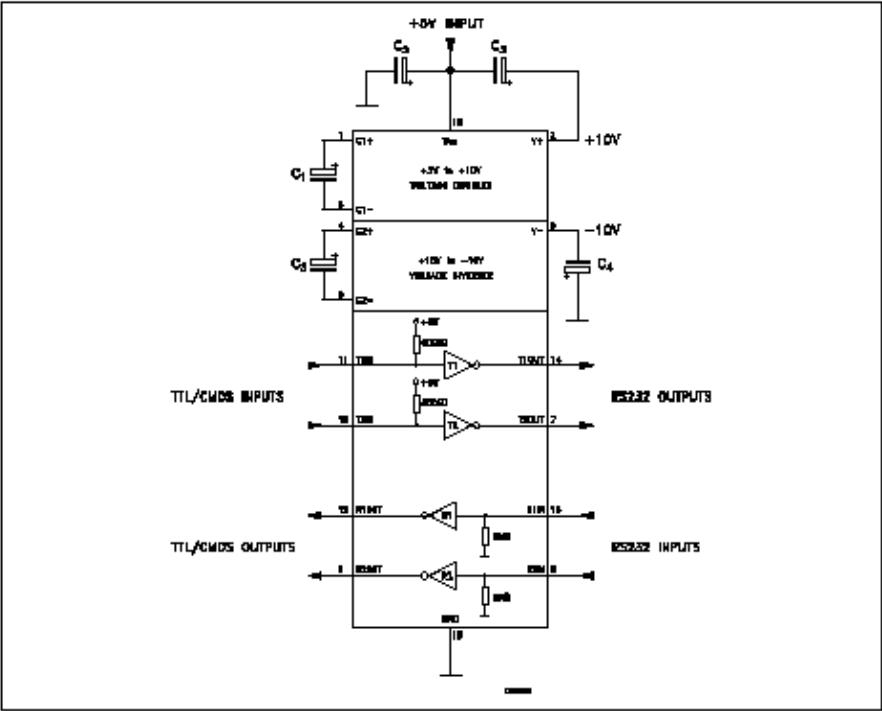
(C₁ - C₄ = 0.1μF, V_{CC} = 5V ± 10%, T_A = -40 to 85°C, unless otherwise specified.Typical values are referred to T_A = 25°C)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
V _{RIN}	Receiver Input Voltage Operating Range		-30		30	V
R _{RIN}	RS-232 Input Resistance	T _A = 25°C, V _{CC} = 5 V, V _{RIN} = 5V	3	5	7	KΩ
V _{RIL}	RS-232 Input Logic Threshold Low	T _A = 25°C, V _{CC} = 5 V	0.8	1.2		V
V _{RIH}	RS-232 Input Logic Threshold High	T _A = 25°C, V _{CC} = 5 V		1.7	2.4	V
V _{RIHYS}	RS-232 Input Hysteresis	V _{CC} = 5V	0.2	0.5	1	V
V _{ROL}	TTL/CMOS Output Voltage Low	I _{OUT} = 3.2mA (to V _{CC})			0.4	V
V _{ROH}	TTL/CMOS Output Voltage High	I _{OUT} = -1mA (to GND)	3.5	V _{CC} -0.4		V
t _{DR}	Receiver Propagation Delay	C _L = 150pF (Note 1)		0.3	1	μs
I _{SCR}	Receiver Output Short Circuit Current			±10		mA

Note 1: RS-232 IN to TTL-CMOS OUT (from 50% to 50%)

ST232

APPLICATION CIRCUITS (note 1, note 2)



Note 1: C₁₋₄ capacitors can even be 1μF ones.
Note 2: C₁₋₄ can be common or biased capacitors.

CAPACITANCE VALUE (μF)

C1	C2	C3	C4	C5
0.1	0.1	0.1	0.1	0.1

ST232

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS (unless otherwise specified $T_J = 25^\circ\text{C}$)

Figure 1 : Supply Current vs Temperature

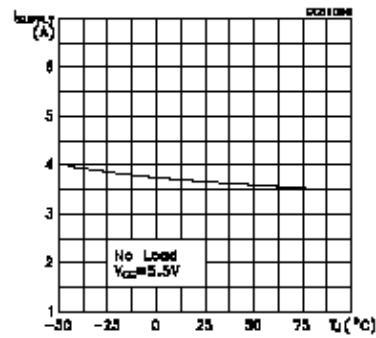


Figure 2 : Data Rate vs Temperature

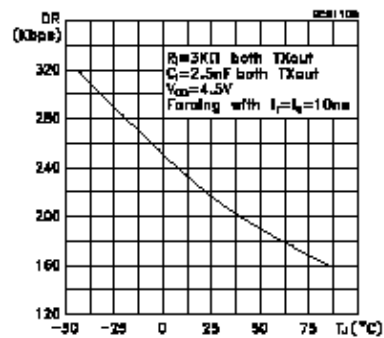


Figure 3 : Receiver Propagation Delay

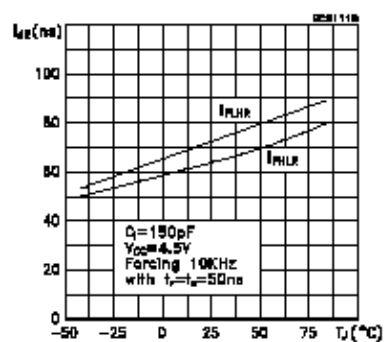


Figure 4 : Driver Propagation Delay

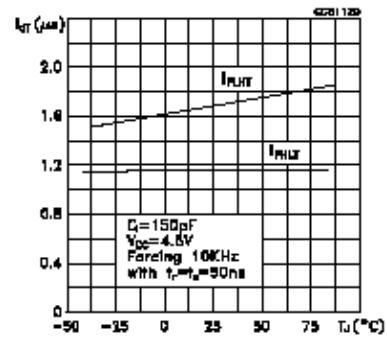


Figure 5 : High Level Output Voltage Swing vs Temperature

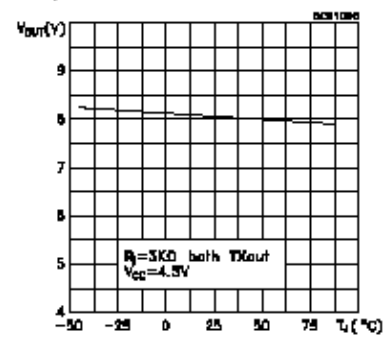
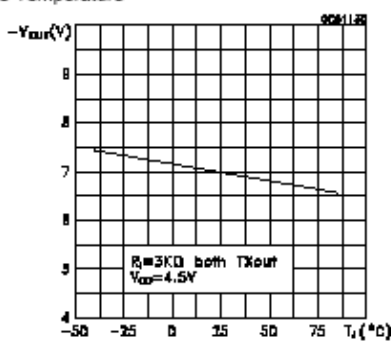


Figure 6 : Low Level Output Voltage Swing vs Temperature



5/14

ST232

Figure 7 : High Level Transmitter Output Short Circuit Current vs Temperature

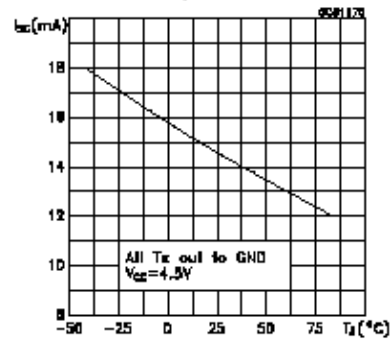


Figure 9 : High Level Receiver Output Short Circuit Current vs Temperature

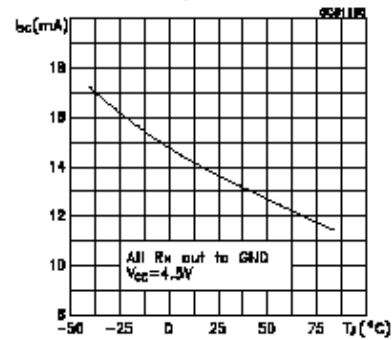


Figure 8 : Low Level Transmitter Output Short Circuit Current vs Temperature

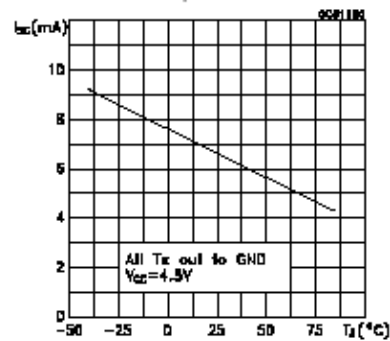
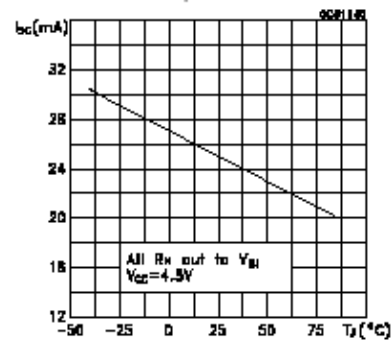
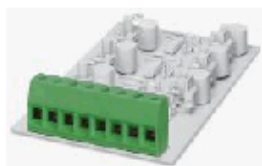


Figure 10 : Low Level Receiver Output Short Circuit Current vs Temperature



Module no:1706785 LabelId:1706785 Operator:Phoenix

16:15:10, Donnerstag, 28. Juni 2001

MKDSP 10with test connection
Pitch 10.16

(IEC)	rigid	flexible	I	U	
[mm ²]	solid	stranded	AWG	[A]	[V]
Connection data	0.5-16	0.5-10	20-6	57	690



Description	No. of positions	Type	Order No.	Pcs. Pkt.
Termination block, 10.16 mm pitch, color: green, with housing interlocking	2	MKDSP 10/2-10,16	17 06 78 5	50
	3	MKDSP 10/3-10,16	17 06 79 8	

Accessories(1) Test plug, consisting of:
metal part and colored insulating sleeveMPS-... (see [info](#))

(2) Reducing plug, for connecting a 4 mm Ø test plug to a 2.3 mm Ø test plug socket, insulation: gray



RPS

[02 01 64 7](#)

10

(3) Screwdriver, blade: 0.6 x 3.5 x 100 mm, length: 180 mm



SZS 0,6 x 3,5

[12 05 05 3](#)

10

(4) Marker card, with 12 pos., 10-section marker strips, white, self-adhesive, for 120 terminal blocks

SK 10,5/5
(see [info](#))**Technical data**

Dimensions		see description		
Pitch	[mm]		10.16	
Hole diameter	[mm]		1.5	
Pin dimensions	[mm]		1 x 0.9	
Technical data in accordance with IEC / DIN VDE				
Insulation material group	—		I	
Surge voltage category / contamination class	—/—	III / 3	III / 2	II / 2
Rated voltage	[V]	690	1000	1000
Rated surge voltage	[kV]	8	8	6
Nominal current / cross section	[A]/[mm ²]		57 / 10	
Maximum load current / cross section	[A]/[mm ²]		57 / 16	
Connection capacity				
solid / stranded / conductor sizes	[mm ²]/[mm ²]/AWG		0.5 - 16 / 0.5 - 10 / 20 - 6	

Module no:1706785 LabelId:1706785 Operator:Phoenix

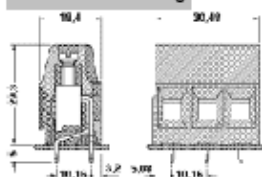
16:15:10, Donnerstag, 28. Juni 2001

stranded with ferrules without / with plastic collar	[mm ²]	0.5 - 10 / 0.5 - 10
Multiple connection (2 conductors with same cross section)		
solid / stranded	[mm ²]	0.5 - 4 / 0.5 - 4
stranded with ferrules without plastic collar	[mm ²]	0.5 - 2.5
stranded with TWIN ferrules with plastic collar	[mm ²]	0.5 - 6
Stripping length	[mm]	10
Internal cylindrical gage (IEC 947-1:1988)	—	B 6
Thread	—	M 4
Torque	[Nm]	1.2 - 1.5
Insulation material		PA
Inflammability class acc. to UL 94		V0
Temperature indices RTI/TI		130 / 120
Approval data (UL and CSA)		
Nominal voltage / current / conductor sizes	UL: [V] / [A] / AWG	600 / 57 / 20-6
	CSA: [V] / [A] / AWG	600 / 57 / 20-6

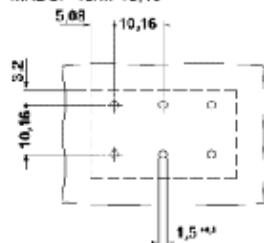
Articles printed in bold can be delivered at short notice.
Products with black or gray housing available on request.

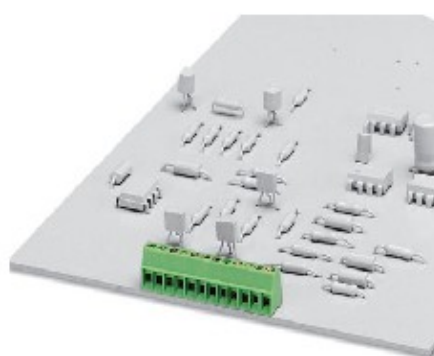
Note:

In order to avoid tolerances between the terminal blocks and the printed circuit board, the terminal row should be interrupted when the number of positions exceeds 30.

Dimensional drawing**Drilling diagram**

MKDSP 10V...-10,16



MPT 0,5/10-2,54**► General data**

Printed circuit terminal block, nominal current: 6 A, rated voltage: 63 V, pitch: 2.54 mm, no. of positions: 10, mounting: Soldering, type of connection: Screw connection, connection direction from the conductor to the PCB: 0°

Order number	1725737
Type	MPT 0,5/10-2,54

Barcode number	4017918116330
Unit pack	50 Pos.
Customs tariff	85389010000

► Technical data

Dimensions / positions	
Pitch	2.54 mm
Dimension a	22.86 mm
Number of positions	10
Pin dimensions	0,5 x 0,9 mm
Hole diameter	1.1 mm
Screw thread	M 1,6
Tightening torque	0.12 Nm

MPT 0,5/10-2,54**Technical data**

Insulating material group	I
Rated surge voltage (III/3)	1.5 kV
Rated surge voltage (III/2)	1.5 kV
Rated surge voltage (II/2)	2.5 kV
Rated voltage (III/2)	160 V
Rated voltage (II/2)	320 V
Connection in acc. with standard	EN-VDE
Nominal current I_n	6 A
Nominal voltage U_n	63 V
Nominal cross section	0.5 mm ²
Maximum load current	6 A
Insulating material	PA
Inflammability class acc. to UL 94	V0
Stripping length	4.5 mm

Connection data

Min. conductor cross section, rigid	0.14 mm ²
Conductor cross section, rigid max.	0.5 mm ²
Conductor cross section flexible min.	0.14 mm ²
Max. conductor cross section, flexible	0.5 mm ²
Min. conductor cross section, flexible, with ferrule with plastic sleeve	0.25 mm ²
Conductor cross section flexible, with ferrule without plastic sleeve max.	0.34 mm ²
Conductor cross section flexible, with ferrule with plastic sleeve min.	0.25 mm ²
Max. conductor cross section, flexible, with ferrule with plastic sleeve	0.34 mm ²
Min. conductor cross section AWG/komil	26
Conductor cross section AWG/komil max	20
2 conductors with same cross section, solid min.	0.14 mm ²
2 conductors with same cross section, solid max.	0.34 mm ²
2 conductors of the same cross section, flexible, min.	0.14 mm ²
2 conductors with same cross section, flexible max.	0.34 mm ²

MPT 0,5/10-2,54

**► Certificates**

UL

Nominal voltage U_N	125 V
Nominal current I_N	6 A
AWG/komil	30-20

CSA

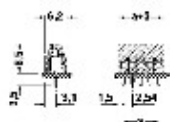
Nominal voltage U_N	125 V
Nominal current I_N	6 A
AWG/komil	28-20

MPT 0,5/10-2,54



► Drawings

Dimensioned drawing



Approval logo



